

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Hybridní metody pro extrakci plodového elektrokardiogramu

Hybrid Methods for Fetal Electrocardiogram Extraction

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Kateřina Barnová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Hybridní metody pro extrakci plodového elektrokardiogramu**
Hybrid Methods for Fetal Electrocardiogram Extraction

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se věnuje problematice implementace hybridních metod pro extrakci plodového elektrokardiogramu (dále jen fEKG). Práce se zaměřuje na klasifikaci a popis vybraných hybridních metod (algoritmů) pro zpracování fEKG. Cílem diplomové práce je návrh a realizace softwaru, který bude využitelný pro testování hybridních metod pro extrakci fEKG. S navrženou aplikací budou realizovány experimenty na reálných datech, které budou následně statisticky vyhodnoceny.

Postup řešení

1. Literární rešerše současného stavu problematiky využití hybridních metod pro extrakci fEKG (např. ICA & adaptivní filtr (ANFIS, RLS, LMS ...), ICA & PCA, ICA & SVD, EMD, SVD & ICA).
2. Klasifikace a matematický popis vybraných hybridních metod zpracování fEKG, které budou následně implementovány a porovnány.
3. Návrh a realizace programu na testování hybridních metod pro extrakci fEKG. Aplikace by měla obsahovat:
 - a) modul pro načtení a vizualizaci reálných záznamů fEKG (analýza v časové a frekvenční oblasti);
 - b) modul zpracování fEKG (předzpracování, implementace vybraných hybridních metod);
 - c) modul pro hodnocení na základě „Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge“, který umožní srovnání dosažených výsledků s ostatními vědeckými pracemi z této oblasti.
4. Ověření funkčnosti navrženého programu v podobě série experimentů na reálných datech z databáze PhysioBank (Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge), popř. dalších datech z klinické praxe.
5. Statické zpracování dosažených výsledků.
6. Diskuze dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] GUPTA, A., M. C. SRIVASTAVA, V. KHANDELWAL and A. GUPTA. A novel approach to fetal ECG extraction and enhancement using blind source separation (BSS-ICA) and adaptive fetal ECG enhancer (AFE). In: *6th International Conference on Information, Communications & Signal Processing*, 2007. Singapore: IEEE, 2007. s. 1-4 [cit. 2017-10-16]. DOI: 10.1109/ICICS.2007.4449716. ISBN 978-1-4244-0982-2. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4449716/>.
- [2] MARTÍN-CLEMENTE, R., J. L. CAMARGO-OLIVARES, S. HORNILLO-MELLADO, M. ELENA and I. ROMÁN. Fast Technique for Noninvasive Fetal ECG Extraction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2011, 58(2), 227-230 [cit. 2017-10-16]. DOI: 10.1109/TBME.2010.2059703. ISSN 0018-9294. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5512602/>.
- [3] GAO, P., E. C. CHANG and L. WYSE. Blind separation of fetal ECG from single mixture using SVD

and ICA. In: *Fourth International Conference on Information, Communications and Signal Processing, 2003 and the Fourth Pacific Rim Conference on Multimedia. Proceedings of the 2003 Joint.2003*. [online]. IEEE, 2003, s. 1418-1422 [cit. 2017-10-17]. DOI: 10.1109/ICICS.2003.1292699. ISBN 0-7803-8185-8. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1292699/>.

[4] WARBHE, A. D., R. V. DHARASKAR and B. KALAMBHE. A Single Channel Phonocardiograph Processing Using EMD, SVD, and EFICA. In: *2010 3rd International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology* [online]. IEEE, 2010, 2010, s. 578-581 [cit. 2018-03-25]. DOI: 10.1109/ICETET.2010.171. ISBN 978-1-4244-8481-2. Available from: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5698392/>.

[5] SAMENI, Reza; CLIFFORD, Gari D. A review of fetal ECG signal processing; issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*. 2010, vol. 3, pp. 4-20. ISSN: 1876-536X. doi:10.2174/1876536X01003010004.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.**


Konzultant diplomové práce: Ing. René Jaroš

Ing. Radana Kahánková

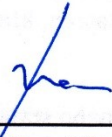
Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019





doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

V Ostravě dne 22. 4. 2019

Katka Záruba

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu práce doc. Ing. Radkovi Martinkovi, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a čas strávený nad problematikou této diplomové práce. Poděkování patří také Ing. Renému Jarošovi za odbornou pomoc při programování.

Abstrakt

Cílem této diplomové práce je neinvazivní zpracování plodového elektrokardiogramu (fEKG) pomocí hybridních metod, které kombinují dvě a více transabdominálních metod. Teoretická část práce je věnována problematice plodové elektrokardiografie, rozsáhlé rešerši již existujících hybridních metod a matematickému popisu implementovaných metod. Experimentální část je primárně zaměřena na testování a analýzu vzájemných kombinací analýzy nezávislých komponent (ICA), vlnkové transformace (WT), prahování vlnkových koeficientů (WS), empirické modální dekompozice (EMD), souboru empirické modální dekompozice (EEMD) a analýzy hlavních komponent (PCA). Hodnocení extrakce je provedeno na základě stanovení variability tepové frekvence plodu (fHRV). Použitím hybridních metod je v této práci dosaženo lepších výsledků než při samotném použití metody ICA. Výstupem práce je také implementace metod v grafickém uživatelské rozhraní v prostředí Matlab.

Klíčová slova

Plodová elektrokardiografie, neinvazivní plodové monitorování, variabilita tepové frekvence plodu, analýza nezávislých komponent, vlnková transformace, prahování vlnkových koeficientů, empirická modální dekompozice, soubor empirické modální dekompozice, analýzy hlavních komponent.

Abstract

The aim of this thesis is non-invasive processing of fetal electrocardiogram (fECG) using hybrid methods, which combine two or more transabdominal methods. The theoretical part is dedicated to the problems of fetal electrocardiography, complex overview of already existing hybrid methods and mathematical description of implemented methods. The experimental part is primarily focused on testing and analysis combinations of independent component analysis (ICA), wavelet transform (WT), wavelet shrinkage (WS), empirical mode decomposition (EMD), ensemble empirical mode decomposition (EEMD) and principal component analysis (PCA). The evaluation of extraction quality is based on the determination of fetal heart rate variability (fHRV). The performance of hybrid methods in this thesis is better than usage of individual ICA method. The output of the thesis is also implementation of methods in the graphical user interface in Matlab.

Key words

Fetal electrocardiography, non-invasive fetal monitoring, fetal heart rate variability, independent component analysis, wavelet transform, wavelet shrinkage, empirical mode decomposition, ensemble empirical mode decomposition, principal component analysis.

Obsah

Seznam použitých zkratk	10
Seznam použitých symbolů	12
Seznam obrázků	14
Seznam tabulek	25
Úvod	26
1 Monitorování srdeční aktivity plodu	27
1.1 Monitorování v klinické praxi	27
1.2 Komerčně dostupná technika	27
2 Plodová elektrokardiografie	28
2.1 Analýza plodového EKG	28
2.2 Problematika neinvazivního monitorování plodového EKG	29
2.2.1 Konfigurace snímacích elektrody	29
2.2.2 Dostupné databáze	30
2.2.3 Rušivé signály	30
3 Hybridní metody pro extrakci plodového EKG	31
3.1 Metody využívající jednokanálový zdroj signálu	32
3.1.1 Kombinace rozkladu spektrogramu a analýzy nezávislých komponent	33
3.1.2 Kombinace rozkladu spektrogramu a polynomiálních klasifikátorů	33
3.1.3 Kombinace Kalmanovy filtrace a neuro-fuzzy inferenčního systému	33
3.1.4 Kombinace polynomiálních sítí a Savitzkyho-Golayova filtru	34
3.1.5 Kombinace frekvenčně selektivního filtru s konečnou impulzní odezvou a genetického algoritmu	34
3.1.6 Kombinace empirické modální dekompozice a korelační analýzy	35
3.2 Metody využívající vícekanálový zdroj signálu	35
3.2.1 Kombinace analýzy nezávislých komponent a techniky založené na stochasticky gradientní adaptaci	36
3.2.2 Kombinace slepé extrakce zdrojů, periodicity a špičatosti signálu	36
3.2.3 Kombinace analýzy hlavních komponent a analýzy nezávislých komponent	37
3.2.4 Kombinace analýzy nezávislých periodických komponent a všeobecné dekompozice vlastních čísel	37
3.2.5 Kombinace analýzy nezávislých komponent, souboru empirické modální dekompozice a metody prahování vlnkových koeficientů	38
3.2.6 Kombinace analýzy nezávislých komponent a metody projektivního filtrování	39
3.2.7 Kombinace analýzy nezávislých komponent, singulárního rozkladu spektrogramu a druhé aplikace analýzy nezávislých komponent	39
3.2.8 Kombinace analýzy nezávislých komponent a vlnkové transformace	40
3.2.9 Kombinace analýzy nezávislých komponent a optimalizaci indexu kvality	40
3.2.10 Kombinace singulárního rozkladu spektrogramu a adaptivních filtrů	41
3.2.11 Kombinace korelační analýzy a analýzy nezávislých komponent	41

3.2.12	Kombinace umělých neuronových sítí a korelace	41
3.2.13	Kombinace stavové odezvy rekurentní sítě a dynamického programování	42
4	Matematický popis vybraných metod	45
4.1	Analýza nezávislých komponent.....	45
4.2	Empirická modální dekompozice	47
4.3	Soubor empirické modální dekompozice	49
4.4	Metoda hlavních komponent	50
4.5	Vlnková transformace	52
4.6	Prahování vlnkových koeficientů.....	54
5	Experimentální část.....	57
5.1	Data pro testování.....	58
5.2	Variabilita tepové frekvence	59
5.3	Statistická analýza	59
5.4	Grafické uživatelské rozhraní.....	60
5.5	Analýza nezávislých komponent.....	66
5.5.1	Hodnocení	68
5.6	Kombinace analýzy nezávislých komponent a vlnkové transformace	72
5.6.1	Hodnocení	73
5.7	Kombinace analýzy nezávislých komponent a empirické modální dekompozice	77
5.7.1	Hodnocení	78
5.8	Kombinace analýzy nezávislých komponent a souboru empirické mod. dekompozice.....	83
5.8.1	Hodnocení	84
5.9	Kombinace analýzy nezávislých komponent, empirické modální dekompozice a vlnkové transformace	89
5.9.1	Hodnocení	90
5.10	Kombinace analýzy nezávislých komponent, souboru empirické modální dekompozice a vlnkové transformace.....	95
5.10.1	Hodnocení.....	96
5.11	Kombinace analýzy nezávislých komponent, empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů.....	101
5.11.1	Hodnocení	102
5.12	Kombinace analýzy nezávislých komponent, souboru empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů.....	107
5.12.1	Hodnocení.....	108
5.13	Kombinace analýzy nezávislých komponent, analýzy hlavních komponent a opětovné aplikace analýzy nezávislých komponent.....	113
5.13.1	Hodnocení	115

5.14	Kombinace empirické modální dekompozice a vlnkové transformace.....	120
5.14.1	Hodnocení.....	123
5.15	Kombinace souboru empirické modální dekompozice a vlnkové transformace.....	128
5.15.1	Hodnocení.....	131
5.16	Kombinace empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů.	136
5.16.1	Hodnocení.....	137
5.17	Kombinace souboru empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů.....	142
5.17.1	Hodnocení.....	143
6	Diskuze dosažených výsledků.....	148
7	Závěr.....	151
	Literatura	153
	Seznam příloh	I
	Příloha A.....	II
	Příloha B.....	III
	Příloha C.....	VIII
	Příloha D.....	XIII
	Příloha E	XVIII
	Příloha F	XXII
	Příloha G.....	XXVI
	Příloha H.....	XXX
	Příloha I	XXXV
	Příloha J	XXXIX

Seznam použitých zkratek

aEKG	Abdominálně snímaný elektrokardiogram (aECG – Abdominal Electrocardiogram)
ACC	Přesnost, pravděpodobnost správné detekce (Accuracy)
ANFIS	Adaptivní neuro-fuzzy inferenční systém (Adaptive Neuro Fuzzy Inference System)
ANN	Umělé neuronové sítě (Artificial Neural Networks)
bpm	Počet úderů za minutu (Beats per Minute)
BSE	Metoda slepé extrakce zdrojů (Blind Source Extraction)
BSS	Metoda slepé separace zdrojů (Blind Source Separation)
CA	Korelační analýza (Correlation Analysis)
CWT	Spojité vlnková transformace (Continuous Wavelet Transform)
DP	Dynamické programování (Dynamic Programming)
DWT	Diskrétní vlnková transformace (Discrete Wavelet Transform)
EEG	Elektroencefalografie (Electroencefalography)
EEMD	Soubor empirické modální dekompozice (Ensemble Empirical Mode Decomposition)
EHG	Elektrohysterografie (Electrohysterography)
EMD	Empirická modální dekompozice (Empirical Mode Decomposition)
EKF	Rozšířený Kalmanův filtr (Extended Kalman Filter)
EKG	Elektrokardiogram (ECG – Electrocardiogram)
EMG	Elektromyografie (Electromyography)
EOG	Elektrookulografie (Electrooculography)
ESN	Metoda stavové odezvy rekurentní neuronové sítě (Echo State Network)
fEKG	Fetální elektrokardiogram (fECG – Fetal Electrocardiogram)
fHR	Plodová tepová frekvence (Fetal Heart Rate)
fQRS	Plodový QRS komplex (Fetal QRS komplex)
GUI	Grafické uživatelské rozhraní (Graphical User Interface)
HRV	Variabilita tepové frekvence (Heart Rate Variability)
$F1$	Celková přesnost (F1 score)
FN	Falešně negativní detekce (False Negative)
FP	Falešně pozitivní detekce (False Positive)
FIR	Frekvenčně selektivní filtr s konečnou impulzní odezvou (Finite Impulse Response)
FT	Fourierova transformace (Fourier Transform)
GA	Genetický algoritmus (Genetic Algorithm)
GEVD	Dekompozice vlastních čísel (General Eigen Value Decomposition)

HNN	Hybridní neuronové sítě (Hybrid Neural Networks)
ICA	Analýza nezávislých komponent (Independent Component Analysis)
IMF	Vnitřní modální funkce (Intrinsic Mode Function)
KF	Kalmanova filtrace (Kalman Filtering)
KTG	Kardiotokografie (CTG – Cardiotocography)
LMS	Metoda odhadu s minimálními středními kvadratickými odchylkami (Least Mean Square)
LSE	Odhad nejmenších čtverců (Least Squares Estimation)
mEKG	Mateřský elektrokardiogram (mECG – Maternal Electrocardiogram)
mHR	Srdeční frekvence matky (Maternal Heart Rate)
MSE	Střední kvadratická chyba (Mean Squared Error)
PC	Polynomiální klasifikátory (Polynomial Classifiers)
PCA	Analýza hlavních komponent (Principal Component Analysis)
PF	Projektivní filtrování (Projective Filtering)
PN	Polynomiální sítě (Polynomial Networks)
QIO	Metoda založená na optimalizaci indexu kvality (Quality Index Optimization)
RLS	Metody založené na rekurzivní optimální adaptaci (Recursive Least Square)
SGF	Savitzkyho-Golayův filtr (Savitzky-Golay filter)
Se	Senzitivita (Sensitivity)
SNR	Odstup signálu od šumu (Signal to Noise Ratio)
STAN	Analýza ST úseku fEKG (ST Segment Analysis)
SURE	Steinův nestranný odhad rizik (Stein's Unbiased Risk Estimator)
SVD	Singulární rozklad spektrogramu (Singular Value Decomposition)
TP	Správná detekce (True Positive)
PPV	Pozitivní prediktivní hodnota (Positive Predictive Value)
WS	Metoda měkkého prahování vlnkových koeficientů (Wavelet Shrinkage)
WT	Metoda založené na vlnkové transformaci (Wavelet Transform)
π CA	Analýza periodických komponent (Periodic Component Analysis)

Seznam použitých symbolů

$a_{ij}(t)$	IMF funkce algoritmu EMD
A	Směšovací matice metody ICA
$b_{ij}(t)$	IMF funkce algoritmu EEMD
$b_j(t)$	Odhad průměru výsledné IMF funkce algoritmu EEMD
c	Koeficienty rozkladu přímé WT
cA	Aproximační koeficient DWT
cd	Detailní koeficient DWT
C	Kovarianční matice metody PCA
d	Nová dimenze signálu po aplikaci funkce Takens
D	Diagonální matice vlastních čísel metody ICA
D	Operátor pro odstranění šumu dle prahové hodnoty metody WS
$e_{\min}(t)$	Spodní obálka signálu
$e_{\max}(t)$	Horní obálka signálu
H	Entropie metody ICA
j	Parametr měřítka DWT
J	Negativní entropie metody ICA
k	Parametr diadické mřížky DWT
m	Počet zdrojových signálů ICA
$m_{ij}(t)$	Střední hodnota obálek algoritmu EMD
n	Celkový počet fQRS komplexů v záznamu
N_s	Délka signálu
N_1	Skupina IMF funkcí, které je potřeba filtrovat
N_2	Skupina užitečných IMF funkcí, které není potřeba filtrovat
N_3	Skupina neužitečných IMF funkcí
NE	Počet rozkladů algoritmu EEMD
$p_{ij}(t)$	Proto-IMF funkce algoritmu EMD
$r_n(t)$	Reziduální signál algoritmu EMD
s	Parametr pro změnu šířky mateřské vlnky algoritmu WT
$s(t)$	Zdrojový signál
$\hat{s}(t)$	Obnovený signál metody WS
SD	Směrodatná odchylka

U	Data v jakékoli generické doméně metody WS
U	Transformační matice metody PCA
V	Ortogonální matice vlastních vektorů metody ICA
$w(t)$	Bílý šum
W	Inverzní matice k matici A metody ICA
W	Operátor dopředné WT
W^{-1}	Operátor inverzní WT
$x(t)$	Pozorovaný signál ICA a WS
x	Bázový vektor metody PCA
\tilde{x}	Vybělený, lineárně transformovaný vektor x metody ICA
x_c	Centrovaný vektor metody ICA
y	Vektor rozkladových koeficientů metody WS
Y	Doména koeficientů rozkladu
z	Vektor obsahující koeficienty upravené prahováním metody WS
α	Parametr označující sílu šumu algoritmu WS
η	Optimální parametr korelace
λ	Prahová hodnota korelace, práh metody WS
Λ	Matice vlastních čísel umístěných na diagonále
μ_1	Korelační koeficient
τ	Parametr pro změnu umístění vlnky na časové ose algoritmu WT, časové zpoždění
ψ	Matěská vlnka algoritmu WT

Seznam obrázků

Obr. 1: Srovnání fEKG signálu a) extrahovaného skalpovou elektrodou a b) signálu extrahovaného transabdominálně.....	28
Obr. 2: Srovnání frekvenčních, z velké části se překrývajících spekter fEKG snímaného pomocí skalpové elektrody a transabdominálního signálu s dominantní mateřskou komponentou.....	29
Obr. 3: Rozdělení základních metod pro neinvazivní abdominální extrakci fEKG.....	31
Obr. 4: Blokové schéma popisující postup při zpracování signálu metodou ICA.	46
Obr. 5: Popis principu metody EMD, formulace formou algoritmu.	49
Obr. 6: Princip algoritmu EEMD.....	50
Obr. 7: Schéma metody PCA pro vylepšení mateřské komponenty.	52
Obr. 8: Schéma principu DWT.	53
Obr. 9: Schéma třístupňového multirozkladu diskrétní posloupnosti s na aproximační a detailní koeficienty DWT.....	54
Obr. 10: Přehled základních typů vlnek a) <i>Daubechies</i> vlnka, b) <i>Symlet</i> vlnka, c) <i>Coiflet</i> vlnka.....	54
Obr. 11: Schéma principu metody WS.....	56
Obr. 12: Ukázka filtrovaných aEKG signálů, referenčního fEKG signálu a rozmístění elektrod pro záznam r01.....	58
Obr. 13: Modul pro načtení dat a volbu hybridní metody.....	61
Obr. 14: Modul pro statistické hodnocení a vykreslení Bland-Altmanova grafu.....	61
Obr. 15: Modul pro ukládání signálů ve formátu <i>.mat</i> a pro uložení grafického výstupu.	62
Obr. 16: Ukázka a) panelu pro vhodné upravení signálu extrahovaných metodou ICA a b) panelu pro volbu počtu rozkladů a typu vlnky pro metodu WT nebo WS.	62
Obr. 17: Vývojový diagram aplikace.	63
Obr. 18: Grafické uživatelské rozhraní pro testování hybridních metod – srovnání signálů v časové oblasti a statistické srovnání.	64
Obr. 19: Grafické uživatelské rozhraní pro testování hybridních metod – srovnání signálů ve frekvenční oblasti.....	65
Obr. 20: Schéma zobrazující princip metody ICA.	66
Obr. 21: Signály extrahované metodou ICA pro záznam r01 a) fEKG se zůstatky mEKG, b) mEKG a c) šum.	66
Obr. 22: Grafické zobrazení hodnot $\pm 1,96 SD$ pro všech 11 kombinací elektrod záznamu r01.....	67
Obr. 23: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného metodou ICA. Záznam získaný metodou ICA obsahuje zbytkové mEKG.	68
Obr. 24: Srovnání fHR v čase nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA všech záznamů a jejich referencí.	68
Obr. 25: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.....	70

Obr. 26: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.....	70
Obr. 27: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.....	70
Obr. 28: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.....	71
Obr. 29: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.....	71
Obr. 30: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.....	71
Obr. 31: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA a WT.....	72
Obr. 32: Ukázka <i>Symlet</i> vlnky s koeficientem 16 pro čtyři úrovně rozkladu.....	72
Obr. 33: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA a WT, vlnka typu <i>sym16</i>	73
Obr. 34: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>sym16</i> a stupeň rozkladu 4.....	73
Obr. 35: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>sym16</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.....	75
Obr. 36: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>sym16</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.....	75
Obr. 37: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>sym16</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.....	75
Obr. 38: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>sym16</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.....	76
Obr. 39: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>sym16</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.....	76
Obr. 40: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>sym16</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.....	76
Obr. 41: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA a EMD.....	77
Obr. 42: Průběhy IMF funkcí 1–6 extrahovaných metodou EMD.....	77
Obr. 43: Průběhy IMF funkcí 7–12 extrahovaných metodou EMD.....	78
Obr. 44: Průběhy IMF funkcí 13–19 extrahovaných metodou EMD.....	78
Obr. 45: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA a EMD pro součet druhé a čtvrté IMF.....	79
Obr. 46: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EMD všech záznamů a jejich referencí.....	79
Obr. 47: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EMD a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.....	81
Obr. 48: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EMD a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.....	81

Obr. 49: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EMD a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	81
Obr. 50: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EMD a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	82
Obr. 51: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EMD a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	82
Obr. 52: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EMD a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	82
Obr. 53: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA a EEMD.	83
Obr. 54: Průběhy IMF funkcí 1–5 extrahovaných metodou EEMD.	83
Obr. 55: Průběhy IMF funkcí 6–10 extrahovaných metodou EEMD.	84
Obr. 56: Průběhy IMF funkcí 11–14 extrahovaných metodou EEMD.	84
Obr. 57: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA a EEMD pro součet třetí a čtvrté IMF.	85
Obr. 58: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EEMD všech záznamů a jejich referencí.	85
Obr. 59: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EEMD a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	87
Obr. 60: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EEMD a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	87
Obr. 61: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EEMD a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	87
Obr. 62: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EEMD a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	88
Obr. 63: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EEMD a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	88
Obr. 64: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a EEMD a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	88
Obr. 65: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA, EMD a WT.....	89
Obr. 66: Ukázka <i>Daubechies</i> vlnky s koeficientem 11 pro čtyři úrovně rozkladu.	90
Obr. 67: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka <i>db11</i> a stupeň rozkladu 4.	90
Obr. 68: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>db11</i> a stupeň rozkladu 4.	91
Obr. 69: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>db11</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	92
Obr. 70: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>db11</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	92
Obr. 71: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>db11</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	92

Obr. 72: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>db11</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	93
Obr. 73: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>db11</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	93
Obr. 74: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>db11</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	93
Obr. 75: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA, EEMD a WT.	95
Obr. 76: Ukázka <i>Daubechies</i> vlnky s koeficientem 8 pro čtyři úrovně rozkladu.	96
Obr. 77: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka typu <i>db8</i> a stupeň rozkladu 4.	96
Obr. 78: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-EEMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>db8</i> a stupeň rozkladu 4.	97
Obr. 79: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	98
Obr. 80: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	98
Obr. 81: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	98
Obr. 82: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	99
Obr. 83: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	99
Obr. 84: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	99
Obr. 85: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA, EMD a WS.	101
Obr. 86: Ukázka <i>Daubechies</i> vlnky s koeficientem 19 pro čtyři úrovně rozkladu.	102
Obr. 87: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka typu <i>db19</i> a stupeň rozkladu 4.	102
Obr. 88: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>db19</i> a stupeň rozkladu 4.	103
Obr. 89: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	104
Obr. 90: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	104
Obr. 91: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	104
Obr. 92: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	105
Obr. 93: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	105

Obr. 94: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	105
Obr. 95: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA, EEMD a WS.....	107
Obr. 96: Ukázka <i>Symlet</i> vlnky s koeficientem 10, pro čtyři úrovně rozkladu.....	108
Obr. 97: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka typu <i>sym10</i> a stupeň rozkladu 4.....	108
Obr. 98: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EEMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>sym10</i> a stupeň rozkladu 4.....	109
Obr. 99: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	110
Obr. 100: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	110
Obr. 101: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	110
Obr. 102: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	111
Obr. 103: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	111
Obr. 104: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	111
Obr. 105: Schéma zobrazující princip metody ICA-PCA-ICA.....	113
Obr. 106: Časově zpožděné mEKG signály získané pomocí funkce Takens.....	114
Obr. 107: Rekonstrukce stavového prostoru mEKG signálu pomocí funkce Takens.	114
Obr. 108: Signál mEKG a) extrahovaný metodou ICA a b) vylepšený metodou PCA.	115
Obr. 109: Signály aEKG po odečtení mEKG signálu vylepšeného metodou PCA.	115
Obr. 110: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného metodou ICA-PCA-ICA.	116
Obr. 111: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-PCA-ICA všech záznamů a jejich referencí.....	116
Obr. 112: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	118
Obr. 113: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	118
Obr. 114: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	118
Obr. 115: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	119
Obr. 116: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	119

Obr. 117: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.....	119
Obr. 118: Schéma zobrazující princip kombinace metod EMD a WT.....	121
Obr. 119: Četnost jednotlivých IMF funkcí jejichž korelační koeficient má větší hodnotu, než je práh pro nejvhodnější signály z každého záznamu.	122
Obr. 120: Četnost jednotlivých IMF funkcí jejichž korelační koeficient má větší hodnotu, než je práh pro všechny signály z každého záznamu.....	122
Obr. 121: Průběhy IMF funkcí 1–6 extrahovaných metodou EMD.....	122
Obr. 122: Průběhy IMF funkcí 7–12 extrahovaných metodou EMD.....	123
Obr. 123: Průběhy IMF funkcí 13–19 extrahovaných metodou EMD.....	123
Obr. 124: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EMD a WT, vlnka <i>sym10</i> a stupeň rozkladu 4.....	124
Obr. 125: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>sym10</i> a stupeň rozkladu 4.	124
Obr. 126: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	126
Obr. 127: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	126
Obr. 128: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	126
Obr. 129: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	127
Obr. 130: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	127
Obr. 131: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	127
Obr. 132: Schéma zobrazující princip kombinace metod EEMD a WT.	129
Obr. 133: Četnost jednotlivých IMF funkcí jejichž korelační koeficient má větší hodnotu, než je práh pro nejvhodnější signály z každého záznamu.	129
Obr. 134: Četnost jednotlivých IMF funkcí jejichž korelační koeficient má větší hodnotu, než je práh pro všechny signály z každého záznamu.....	130
Obr. 135: Průběhy IMF funkcí 1–5 extrahovaných metodou EEMD.	130
Obr. 136: Průběhy IMF funkcí 6–10 extrahovaných metodou EEMD.	130
Obr. 137: Průběhy IMF funkcí 11–14 extrahovaných metodou EEMD.	131
Obr. 138: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a stupeň rozkladu 4.....	131
Obr. 139: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EEMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>db8</i> a stupeň rozkladu 4.....	132

Obr. 140: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	133
Obr. 141: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	133
Obr. 142: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	133
Obr. 143: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	134
Obr. 144: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	134
Obr. 145: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>db8</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	134
Obr. 146: Schéma zobrazující princip kombinace metod EMD a WS.	137
Obr. 147: Ukázka <i>Symlet</i> vlnky s koeficientem 6 pro čtyři úrovně rozkladu.	137
Obr. 148: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a stupeň rozkladu 4.	138
Obr. 149: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>sym6</i> a stupeň rozkladu 4.	138
Obr. 150: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	140
Obr. 151: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	140
Obr. 152: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	140
Obr. 153: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	141
Obr. 154: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	141
Obr. 155: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	141
Obr. 156: Schéma zobrazující princip kombinace metod EEMD a WS.	143
Obr. 157: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EEMD a WS, vlnka <i>db19</i> a stupeň rozkladu 4.	143
Obr. 158: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EEMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>db19</i> a stupeň rozkladu 4.	144
Obr. 159: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	145
Obr. 160: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	145

Obr. 161: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	145
Obr. 162: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	146
Obr. 163: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	146
Obr. 164: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	146
Obr. 165: Ukázka <i>Daubechies</i> vlnky s koeficientem 7 pro čtyři úrovně rozkladu.	III
Obr. 166: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA a WT, vlnka <i>db7</i> a stupeň rozkladu 4.	III
Obr. 167: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>db7</i> a stupeň rozkladu 4.....	IV
Obr. 168: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>db7</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	V
Obr. 169: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>db7</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	V
Obr. 170: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>db7</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	V
Obr. 171: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>db7</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	VI
Obr. 172: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>db7</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	VI
Obr. 173: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA a WT, vlnka <i>db7</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	VI
Obr. 174: Ukázka <i>Symlet</i> vlnky s koeficientem 18 pro čtyři úrovně rozkladu.....	VIII
Obr. 175: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka <i>sym18</i> a stupeň rozkladu 4.	VIII
Obr. 176: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-EMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>sym18</i> a stupeň rozkladu 4.	IX
Obr. 177: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>sym18</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	X
Obr. 178: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>sym18</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	X
Obr. 179: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>sym18</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	X
Obr. 180: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>sym18</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	XI
Obr. 181: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>sym18</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	XI

Obr. 182: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WT, vlnka <i>sym18</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	XI
Obr. 183: Ukázka <i>Coiflet</i> vlnky s koeficientem 3 pro čtyři úrovně rozkladu.	XIII
Obr. 184: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka <i>coif3</i> a stupeň rozkladu 4.	XIII
Obr. 185: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EEMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>coif3</i> a stupeň rozkladu 4.	XIV
Obr. 186: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>coif3</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	XV
Obr. 187: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>coif3</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	XV
Obr. 188: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>coif3</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	XV
Obr. 189: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>coif3</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	XVI
Obr. 190: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>coif3</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	XVI
Obr. 191: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WT, vlnka <i>coif3</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	XVI
Obr. 192: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a stupeň rozkladu 4.	XVIII
Obr. 193: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-EMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>sym10</i> a stupeň rozkladu 4.	XVIII
Obr. 194: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	XX
Obr. 195: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	XX
Obr. 196: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	XX
Obr. 197: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	XXI
Obr. 198: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	XXI
Obr. 199: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EMD a WS, vlnka <i>sym10</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	XXI
Obr. 200: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka <i>db11</i> a stupeň rozkladu 4.	XXII
Obr. 201: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EEMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>db11</i> a stupeň rozkladu 4.	XXII

- Obr. 202: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.XXIV
- Obr. 203: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.XXIV
- Obr. 204: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.XXIV
- Obr. 205: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.XXV
- Obr. 206: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.XXV
- Obr. 207: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.XXV
- Obr. 208: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EMD a WT, vlnka *db8* a stupeň rozkladu 4.XXVI
- Obr. 209: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.XXVI
- Obr. 210: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinace EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.XXVIII
- Obr. 211: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.XXVIII
- Obr. 212: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.XXVIII
- Obr. 213: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.XXIX
- Obr. 214: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r09a b) pro záznam r10.XXIX
- Obr. 215: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.XXIX
- Obr. 216: Ukázka *Symlet* vlnky s koeficientem 4 pro čtyři úrovně rozkladu.XXX
- Obr. 217: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EEMD a WT, vlnka typu *sym4* a stupeň rozkladu 4.XXX
- Obr. 218: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EEMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym4* a stupeň rozkladu 4.XXXI
- Obr. 219: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.XXXII
- Obr. 220: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.XXXII
- Obr. 221: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.XXXII

Obr. 222: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>sym4</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	XXXIII
Obr. 223: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>sym4</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	XXXIII
Obr. 224: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WT, vlnka <i>sym4</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	XXXIII
Obr. 225: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a stupeň rozkladu 4.	XXXV
Obr. 226: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>db19</i> a stupeň rozkladu 4.	XXXV
Obr. 227: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	XXXVII
Obr. 228: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	XXXVII
Obr. 229: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	XXXVII
Obr. 230: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	XXXVIII
Obr. 231: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	XXXVIII
Obr. 232: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EMD a WS, vlnka <i>db19</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	XXXVIII
Obr. 233: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EEMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a stupeň rozkladu 4.	XXXIX
Obr. 234: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EEMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu <i>sym6</i> a stupeň rozkladu 4.	XXXIX
Obr. 235: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.	XLI
Obr. 236: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.	XLI
Obr. 237: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.	XLI
Obr. 238: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.	XLII
Obr. 239: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.	XLII
Obr. 240: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací EEMD a WS, vlnka <i>sym6</i> a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.	XLII

Seznam tabulek

Tab. 1: Srovnání výkonnosti jednotlivých jednokanálových metod.	43
Tab. 2: Srovnání výkonnosti jednotlivých vícekanálových metod.	44
Tab. 3: Stanovení hodnoty $\pm 1,96 SD$ pro 11 možných kombinací elektrod pro všech 12 záznamů... ..	67
Tab. 4: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA.	69
Tab. 5: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-WT, vlnka <i>sym16</i>	74
Tab. 6: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EMD.	80
Tab. 7: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EEMD.	86
Tab. 8: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EMD-WT, vlnka <i>db11</i>	91
Tab. 9: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EEMD-WT, vlnka <i>db8</i>	97
Tab. 10: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EMD-WS, vlnka <i>db19</i>	103
Tab. 11: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EEMD-WS, vlnka <i>sym10</i> . ..	109
Tab. 12: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-PCA-ICA.	117
Tab. 13: Stanovení hodnoty $\pm 1,96 SD$ pro jednotlivé aEKG signály všech 12 záznamů.	121
Tab. 14: Stanovení IMF funkcí jejichž hodnoty korelačního koeficientu jsou vyšší než práh.	121
Tab. 15: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou EMD-WT, vlnka <i>sym10</i>	125
Tab. 16: Stanovení IMF funkcí jejichž hodnoty korelačního koeficientu jsou vyšší než práh..	129
Tab. 17: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou EEMD-WT, vlnka <i>db8</i>	132
Tab. 18: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou EMD-WS, vlnka <i>sym6</i>	139
Tab. 19: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou EEMD-WS, vlnka <i>db19</i>	144
Tab. 20: Souhrn výsledků jednotlivých hybridních metod.	148
Tab. 21: Sumarizace dosažených výsledků hybridních metod u jednotlivých záznamů.	150
Tab. 22: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-WT, vlnka <i>db7</i>	IV
Tab. 23: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EMD-WT, vlnka <i>sym18</i>	IX
Tab. 24: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EEMD-WT, vlnka <i>coif3</i>	XIV
Tab. 25: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EMD-WS, vlnka <i>sym10</i>	XIX
Tab. 26: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-EEMD-WS, vlnka <i>db11</i>	XXIII
Tab. 27: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou EMD-WT, vlnka <i>db8</i>	XXVII
Tab. 28: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou EEMD-WT, vlnka <i>sym4</i>	XXXI
Tab. 29: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou EMD-WS, vlnka <i>db19</i>	XXXVI
Tab. 30: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou EEMD-WS, vlnka <i>sym6</i>	XL

Úvod

Monitorování plodového srdce je dnes velmi důležitou součástí prenatalní péče. Nejčastějším typem vady, se kterými se děti narodí (8 až 10 dětí z tisíce ročně) souvisí právě se srdcem. Plodový elektrokardiogram (fEKG) poskytuje velice cenné informace o zdravotním stavu plodu a může pomoci předejít prenatalní smrti. Při detekci srdeční poruchy plodu je klíčová především hodnota srdeční frekvence (fHR), morfologie ST úseku a délka QT intervalu. Hodnota fHR reflektuje hypoxické stavy plodu, analýza ST úseku a QT intervalu pak zpřesňuje toto stanovení hypoxie. Hypoxické stavy mohou vést k metabolickým poruchám plodu. Pozornost je věnována především neinvazivnímu monitorování plodu pomocí abdominálních svodů, které je oproti transvaginální invazivní variantě výrazně bezpečnější a lze jej použít i v dřívější fázi těhotenství. Při invazivní metodě dochází k prasknutí vaku blan, které nastává při odtoku plodové vody a je ji tudíž možné použít jen v době během porodu. Tato metoda poskytuje velice kvalitní záznam, ale přináší riziko pro matku a hlavně plod, jelikož se elektroda přikládá na hlavičku plodu a tím může dojít k zanesení infekce. Při špatném kontaktu dochází k nekvalitnímu přenosu signálu a také ke kolísání izoliny. Proto je snahou vědců vývoj neinvazivního algoritmu, který by nebyl pro matku a dítě takto zatěžující.

Aktuální výzvou je zvýšení úspěšnosti a přesnosti při neinvazivní extrakci a analýze fEKG, ale také rychlý a efektivní algoritmus, který by mohl být použit v zařízeních pracujících v reálném čase. Nezanedbatelným aspektem je také to, aby byl daný přístroj použitelný v co nejširším časovém horizontu během těhotenství a nízké pořizovací a provozní náklady. V budoucnu by určitě našlo uplatnění extrahování fEKG i v případech vícečetného těhotenství.

Diplomová práce se zabývá neinvazivními hybridními metodami pro extrakci fEKG, tedy kombinací dvou a více transabdominálních metod. Ve většině dosud prezentovaných studií byly tyto metody používány samostatně. Pro zvýšení úspěšnosti a také přesnosti extrakce a analýzy fEKG je vhodné sloučit alespoň dvě jednotlivé metody do jednoho algoritmu. Lze tak spojit výhody použitých metod a zároveň překonat limity a nedostatky jedné z nich.

Teoretická část práce shrnuje věcné poznatky týkající se plodového srdce a metod umožňujících jeho monitorování. V práci jsou také shrnuty podstatné informace o fEKG, zejména jeho charakteristické parametry a problémy, které při snímání mohou nastat. Dále se práce věnuje popisu základních neinvazivních metod pro extrakci fEKG a formou rozsáhlé literární rešerše rekapituluje studie zabývající se hybridními metodami, které byly dosud prezentovány. Na základě provedené literární rešerše a nastudování dané problematiky byly matematicky popsány, implementovány a vzájemně kombinovány následující metody. Jedná se o analýzu nezávislých komponent (ICA), vlnkovou transformaci (WT), prahování vlnkových koeficientů (WS), empirickou modální dekompozici (EMD), soubor empirické modální dekompozice (EEMD) a analýzu hlavních komponent (PCA).

Experimentální část práce je zaměřena na implementaci kombinací výše zmíněných metod a jejich hodnocení na reálných datech. Hodnocení je provedeno na základě stanovení průběhů variabilit tepové frekvence plodu (fHRV), statistických parametrů a vykreslení Bland-Altmanových grafů. Dosažené výsledky hybridních metod jsou porovnány s výsledky samostatného použití metody ICA. V této práci bylo dokázáno, že kombinací dvou a více metod je možné dosáhnout lepších výsledků než při použití jedné samostatné metody. Součástí experimentální části je také realizace grafického uživatelského rozhraní v prostředí Matlab, které umožňuje jak subjektivní, tak i objektivní statistické porovnání jednotlivých kombinací metod.

1 Monitorování srdeční aktivity plodu

Plodové srdce je jedním z nejdříve se vytvářejících orgánů plodu. Začíná bít mezi 22.–24. dnem po oplození, kdy pumpuje svou vlastní krev skrze samostatný uzavřený oběhový systém. Kontrakce srdce jsou nejdříve pomalé, ale na konci osmého týdne je normální tepová frekvence až 160 tepů/min. Celý kardiovaskulární systém je vytvořen koncem sedmého týdne těhotenství a od této doby lze obraz plodového srdce monitorovat pomocí ultrazvuku. Srdeční aktivitu plodu z břišní oblasti matky formou křivek lze zaznamenat od dvacátého týdne těhotenství [27], [30], [31].

1.1 Monitorování v klinické praxi

V dnešní době existuje relativně velké množství dostupných metod pro monitorování srdeční aktivity plodu. Metody se vzájemně liší použitou technikou, přesností, cenou nebo fází těhotenství, odkdy je možné metodu použít. Primárně lze metody rozdělit na ty, které je možné použít neinvazivně a ty, které lze použít invazivně s nutností narušení plodových blan s rizikem zavlečení infekce [28].

Nejstarší techniky, které již byly vytlačeny elektronickými přístroji je poslech srdečních ozev pomocí stetoskopu nebo stanovení pH krve z hlavičky plodu. Novějším typem monitorování je echokardiografie, založena na standardní technice ultrazvuku, kdy se akustické vlny odráží od struktury plodového srdce. Fonokardiografie (PKG) je technika, která vytváří grafický záznam zvuků a šelestů produkovaných srdcem. Kardiotokografie (KTG) je metoda založená na principu Dopplerovského ultrazvuku. Existuje invazivní i neinvazivní varianta monitorování. Pulzní oxymetrie je metoda určená ke sledování stavu plodového srdce využívající měření saturace krve kyslíkem. Existuje varianta nitroděložní – intrapartální pulzní oxymetrie a abdominální varianta – transabdominální intrapartální fetální pulzní oxymetrie. Magnetokardiografie je alternativní technika měření magnetických polí srdečních signálů pomocí extrémně citlivých supravodivých kvantových interferenčních zařízení. Výhodou metody je slabé rušení okolními tkáněmi, vyšší poměr signálu k šumu a možnost použití dříve v těhotenství než fEKG. Jedná se však o poměrně finančně nákladnou metodu, která navíc neumožňuje dlouhodobé monitorování. Poslední, avšak nejrozšířenější klinickou metodou, které se věnuje tato práce je plodová elektrokardiografie, podrobněji je tato problematika rozebrána dále, viz kapitola 2 [28], [34], [36], [44], [45].

1.2 Komerčně dostupná technika

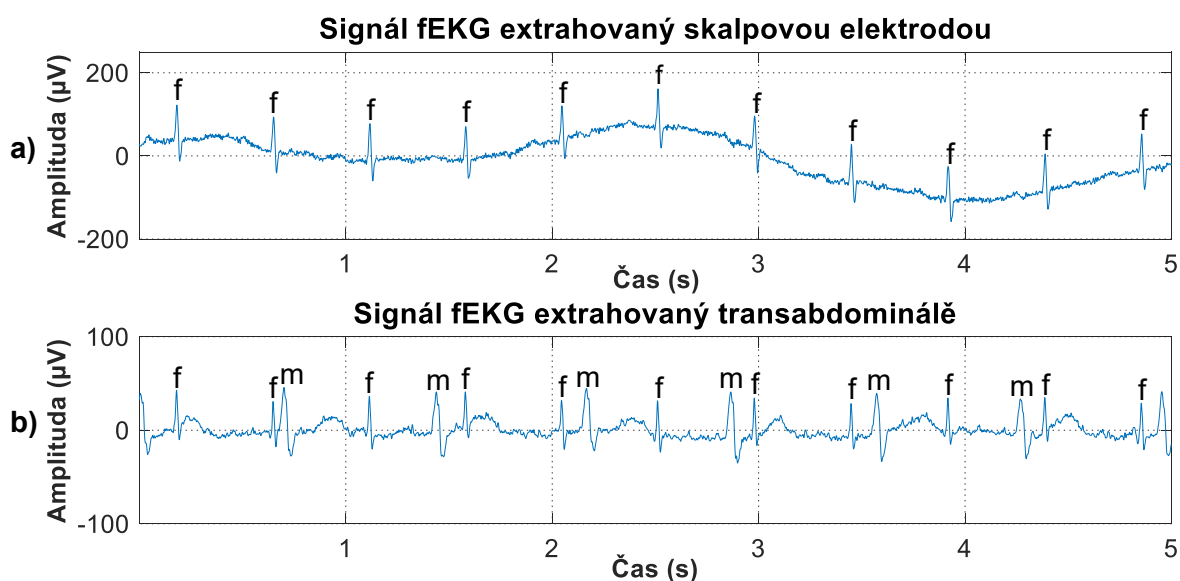
Srovnáním komerčně dostupné techniky se podrobněji zabývala R. Kahánková ve své práci z roku 2016 [24]. Nejdůležitějším poznatkem je, že v současné době neexistuje žádná transabdominální technika, která by dokázala přesně analyzovat morfologii fEKG, především ST úsek a QT interval, jenž jsou pro detekci hypoxie klíčové. Komerčně dostupné přístroje, které dokážou provést ST-analýzu jsou STAN S21 a STAN S31 od firmy Neovinta Medical AB. Tyto přístroje jsou však založené na invazivním snímání a jejich cena je poměrně vysoká. Neinvazivní kontinuální nebo jednorázové monitorování umožňuje přístroj Monica AN 24 for home od firmy Monica Healthcare. Umožňuje monitorování fHR a srdeční frekvence matky (mHR) již od 20. týdne těhotenství. Meridian Monitor vyvinutý firmou MindChild Medical a přístroj Novii Wireless Patch Systém firmy Monica Healthcare umožňují také snímání fHR a mHR, ale až od 36. týdne těhotenství [24].

2 Plodová elektrokardiografie

Elektrokardiografie je metoda založena na snímání a hodnocení elektrické srdeční aktivity v podobě elektrokardiogramu (časový záznam EKG křivek v podobě PQRST komplexu). Signál fEKG obsahuje cenné informace o fHR a dalších srdečních funkcích, avšak neinvazivně snímané fEKG z břicha matky je zatíženo i velkým množstvím rušení, ta jsou blíže popsána v kapitole 2.2.3. Jedná se především o mateřský signál EKG (mEKG), který je nutno spolu s dalším rušením odfiltrovat [14].

2.1 Analýza plodového EKG

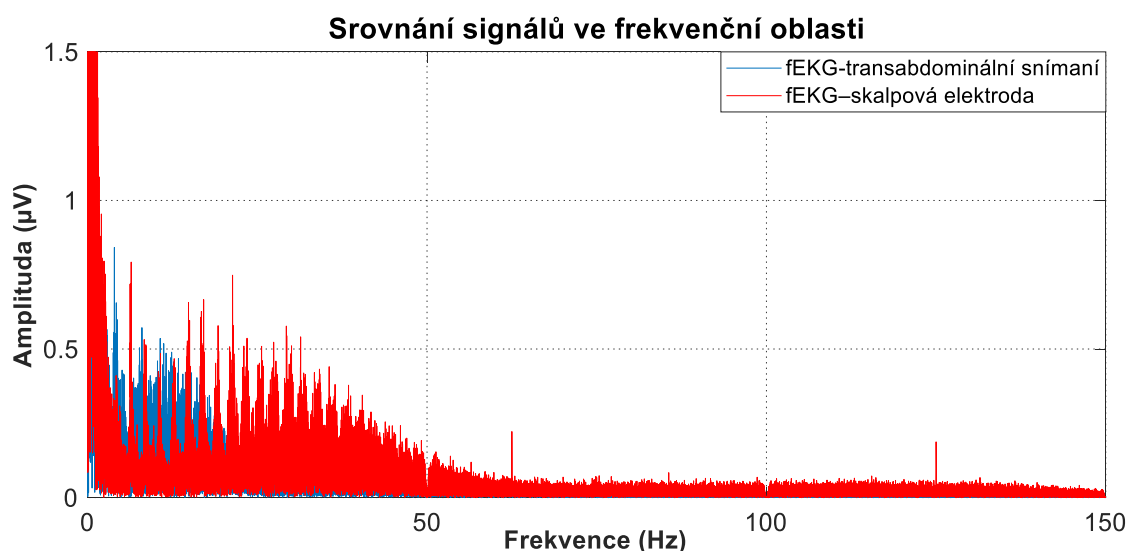
Signál EKG dospělého člověka a plodu jsou morfologicky velmi podobné, liší se však v relativní amplitudě. Amplituda fEKG, které je získané pomocí břišního snímání může být až pětikrát menší než amplituda mEKG. Amplituda mEKG se obvykle pohybuje v rozsahu 0,5–5 mV, amplituda abdominálního fEKG v rozsahu 0,01–0,4 mV a fEKG snímáno nitroděložně 0,01–0,8 mV. Dalším rozdílem je přibližně dvojnásobná srdeční frekvence plodu (u dospělého člověka je průměrná klidová srdeční frekvence 60–90 tepů/min, u plodu 120–160 tepů/min). Srovnání fEKG snímaného pomocí skalpové elektrody a signálu snímaného transabdominálně je zobrazeno na Obr. 1. Srovnání frekvenčních spekter je zobrazeno na Obr. 2. Jedná se o reálné signály pocházejí z databáze ADFECGDB [32], [40].



Obr. 1: Srovnání fEKG signálu a) extrahovaného skalpovou elektrodou a b) signálu extrahovaného transabdominálně. Při transabdominálním snímání se na rušení fEKG signálu nejvíce podílí mEKG.

Zároveň lze srovnat srdeční frekvenci, která je u plodu znatelně vyšší než mateřská.

Jelikož se spektrum fEKG vyskytuje v rozmezí 0,05–70 Hz a mEKG v rozsahu 0,05–40 Hz, dochází k překrytí velké části fEKG. Je třeba také poznamenat, že PQRS komplex plodu prochází během těhotenství značnými změnami, největší změny se týkají vlny T [6], [28], [32], [34], [36].



Obr. 2: Srovnání frekvenčních, z velké části se překrývajících spekter fEKG snímaného pomocí skalpové elektrody a transabdominálního signálu s dominantní mateřskou komponentou.

2.2 Problematika neinvazivního monitorování plodového EKG

Navzdory tomu, že je dnes již neinvazivnímu monitorování plodového srdce věnována velká pozornost a existuje větší množství dostupné literatury týkající se této problematiky, naskytá se stále několik klíčových oblastí, které vyžadují další studium a vývoj. Jedním vůbec ze základních problémů je neúplná znalost o vývoji a stavbě plodu v těhotenství. Nízká amplituda fEKG na povrchu těla matky a poloha plodu v děloze, který se ustálí ve stabilní poloze až ve třetím trimestru (většinou se jedná o polohu *vertex* – podélná poloha směřující hlavičkou k pánevnímu vchodu). Další nejasnosti se týkají odstranění rušivých signálů, zejména mEKG, pohybových artefaktů, myopotenciálů, mozkové aktivity plodu nebo například stahů dělohy. Překážkou je také nedostatečné množství databází s reálnými záznamy fEKG z klinické praxe. Není standardizováno umístění ani počet snímacích elektrod, tak jak je tomu u klasického EKG [9], [24], [28], [33].

2.2.1 Konfigurace snímacích elektrody

V současné době neexistuje standardní konfigurace rozmístění elektrod, ale jen několik doporučených konfigurací. Hlavní možnosti snímání je jednobodové pomocí jedné abdominální elektrody nebo vícekanálové pomocí většího počtu abdominálních elektrod. Výhody a nevýhody obou způsobů jsou podrobněji popsány v kapitole 3. Pro vícekanálové snímání existují dvě kategorie doporučených konfigurací. První kategorie rozmístění využívá 4–8 elektrod, druhá kategorie využívá více než 8 elektrod. Dále lze rozdělit na snímání, kdy se využívá pouze abdominálních elektrod

(4, 6, 10, 13 nebo 32 elektrod) a druhou skupinou je mix hrudních a abdominálních elektrod (5 abdominálních a 3 hrudní, 6 abdominálních a 3 hrudní nebo 12 abdominálních elektrod a 2 elektrody na ramenech matky) [29], [34].

2.2.2 Dostupné databáze

Velkým problémem se kterým se museli vědci potýkat při testování byl nedostatek volně dostupných databází s reálnými daty fEKG. Původně byly dostupné pouze tři databáze: Databáze pro identifikaci systémů (DaISy database) [39]. Databáze neinvazivního fEKG NIFECGDB [38], podrobnému popisu a možnému využití databáze se věnuje studie od A. L. Goldberger a kol. z roku 2000 [53]. Poslední databází je databáze abdominálního a invazivního fEKG ADFECGDB [40], o této databázi lze získat více informací ve studii J. Jezewski a kol. z roku 2012 [54] a M. Kotas a kol. z roku 2011 [55].

V roce 2013 v rámci výzvy pro vědce došlo k rozšíření veřejně dostupné databáze fEKG záznamů. Jedná se o databázi CinC Challenge 2013: Test Sets [41] a databázi invazivních skalpových záznamů [42]. Podrobněji se extrakci fEKG týkající se výzvy pro vědce věnuje studie J. Loja a kol. z roku 2015 [56]. Třetí databází poskytnutou v rámci výzvy byla uměle vytvořená databáze od Behar a kol. [35] na základě vylepšení studie modelu dipólu – FECGSYNDB [43]. Ve své studii z roku 2016 se ji podrobněji věnuje F. Andreotti a kol. [57]. Někteří autoři používají k ověření výsledků své studie databázi MIT-BIH Arrhythmia Database [49] (podrobněji ve studii od G. B. Moody a kol. z roku 2001 [58]) nebo databázi Open Source ECG Toolbox [52], [23], [37].

2.2.3 Rušivé signály

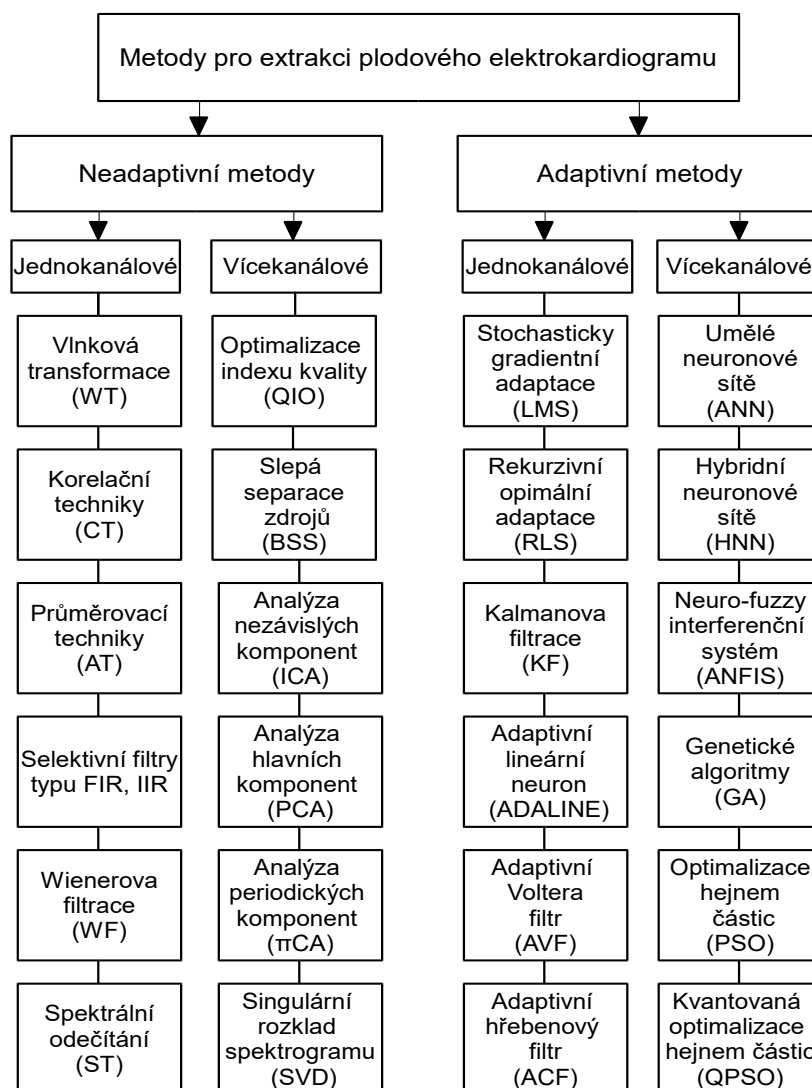
Přítomnost rušení je při snímání fEKG nevyhnutelná, jeho odstranění se stává při abdominálním snímání primárním problémem. Rušení může mít původ fyziologický nebo technický a z hlediska frekvenčního obsahu se může jednat o signály úzkopásmové nebo širokopásmové. Největším zdrojem rušení, který znehodnocuje fEKG je mEKG. Spektrum mEKG (0,05–40 Hz) se překrývá se spektrem fEKG (0,05–70 Hz) a amplituda mEKG (0,5–5 mV) je mnohem větší než fEKG (0,01–0,4 mV) [36].

Mezi úzkopásmové rušení lze zařadit kolísání izoelektrické linie (drift), které bývá způsobeno elektrochemickými procesy na rozhraní elektrody a povrchu kůže (do 0,8 Hz), dýcháním (0,5 Hz), nepatrnými mimovolními pohyby pacienta (do 1,5 Hz) nebo rušení z elektrovedné sítě (síťový brum) s frekvencí $50 \pm 0,2$ Hz. Mezi širokopásmové rušení lze zařadit myopotenciály s frekvencí od 20 Hz až do řádově kHz (10 kHz), nezávislé děložní kontrakce svalových vláken v rozmezí 0,1–3 Hz nebo impulsní rušení způsobené jinými přístroji. Pro potlačení širokopásmových signálů není vhodné použít lineární filtraci (u úzkopásmových to vhodné je), jelikož by došlo k odfiltrování také částí kmitů QRS komplexu a zkrácení signálu na začátku a na konci tohoto komplexu [36].

3 Hybridní metody pro extrakci plodového EKG

Dosud bylo vyvinuto poměrně velké množství transabdominálních neinvazivních metod, založených na různých principech. Většina dostupných studií se zabývala pouze implementací jednotlivých metod zvlášť. Základní dělení nejčastěji používaných metod dle přístupu je na metody adaptivní a neadaptivní. Neadaptivní metody je možno dále rozdělit na jednocanálové a vícekanálové. Adaptivní metody pak na lineární a nelineární, viz Obr. 3. Srovnání výkonnosti kombinací metod je shrnuto v Tab. 1 a Tab. 2 [36], [46], [47].

Pro zvýšení úspěšnosti při detekci fEKG je vhodné kombinovat jednotlivé metody. Kombinací dvou nebo více metod je možné spojit výhody jednotlivých algoritmů, a navíc překonat limity některé z metod. Lze tak dosáhnout lepší úspěšnosti při extrakci fEKG, přesněji určit fHR, lépe analyzovat morfologii fEKG, ale také lze požadovaného výsledku dosáhnout rychleji a efektivněji. Je možné mezi sebou kombinovat vzájemně adaptivní metody, neadaptivní metody nebo kombinovat adaptivní metody s neadaptivními [7], [68].



Obr. 3: Rozdělení základních metod pro neinvazivní abdominální extrakci fEKG.

Adaptivní algoritmy se vyznačují schopností adaptovat se na daný systém. To znamená, že dokáží automaticky nastavit koeficienty podle měnících se hodnot systému. Tyto metody používají abdominální EKG (aEKG) jako primární vstup a signál zaznamenaný pomocí hrudní elektrody, tedy mEKG jako referenční vstup. Na úzkopásmové rušení je možné použít lineární filtraci, ale na širokopásmové rušení je lineární filtrace nevhodná. Jak již bylo zmíněno dříve došlo by k odfiltrování také částí kmitů QRS komplexu a zkreslení signálu na začátku a na konci tohoto komplexu [48].

Nelineární adaptivní techniky zahrnují například umělé neuronové sítě (ANN), metody využívající hybridní neuronové sítě (HNN), dále adaptivní neuro-fuzzy interferenční systémy (ANFIS) nebo genetické algoritmy (GA) [48].

Lineární adaptivní metody zahrnují algoritmy založené na principech Kalmanovy filtrace (KF), techniky založené na stochasticky gradientní adaptaci (LMS), metody založené na rekurzivní optimální adaptaci (RLS) nebo metody založené na principu adaptivního lineárního neuronu (ADALINE) [48].

Neadaptivní algoritmy pracují tak, jak byly původně nastaveny, nedochází k žádné změně nastavených koeficientů, i když se počáteční podmínky změní. Tyto metody odstraní rušivé signály bez toho, aby se přizpůsobily okolním podnětům [24].

Jednokanálového snímání využívá pouze jednoho signálu z abdominální oblasti. Jedná se například o algoritmy založené na principu vlnkové transformaci (WT), korelační techniky (CT), průměrovací techniky (AT), metody spektrálního odčítání (ST), frekvenčně selektivních filtrů s konečnou impulzní odezvou (FIR) nebo s nekonečnou impulzní odezvou (IIR) a metody založených na teorii Wienerovy filtrace (WF) [25].

Při vícekanálovém snímání se využívá více než jednoho signálu z abdominální oblasti. Obvykle se abdominální elektrody kombinují ještě s elektrodami hrudními, které slouží k získání referenčního mEKG. Počet elektrod ani jejich umístění není standardizováno a může se lišit v závislosti na typu použité metody, stádía těhotenství, polohy plodu nebo tvaru břicha. Vícekanálové extrakce využívají především metody založené na slepé separaci zdrojů (BSS). Mezi tyto metody patří analýza nezávislých komponent (ICA), analýza hlavních komponent (PCA) nebo singulární rozklad spektrogramu (SVD) [2], [8], [12], [48].

3.1 Metody využívající jednokanálový zdroj signálu

Při jednokanálovém snímání se využívá pouze jedné abdominální elektrody. Výsledné fEKG je extrahováno ze směsice signálů (například je detekován srdeční tep plodu, plodový komplex a výsledné fEKG). Výhodou jednokanálového snímání je jednodušší hardware a větší komfort z hlediska množství elektrod při kontinuálním snímání fEKG. Kontinuální snímání je pro hodnocení fEKG vhodnější ke zjištění rizik, které se mohou objevovat v různou dobu, a nemusí být detekovány přímo v ambulanci [2], [8].

3.1.1 Kombinace singulárního rozkladu spektrogramu a analýzy nezávislých komponent

Pro jednobanální zdroj signálu lze využít kombinaci metody aplikující singulární rozklad spektrogramu (SVD) a metody využívající analýzy nezávislých komponent (ICA). Cílem metody je projektovat signál do vyšších dimenzí a díky statistické nezávislosti mezi zdroji signálu, od sebe tyto signály oddělit. Tímto způsobem lze detekovat srdeční frekvenci plodu [2].

Nejprve byla pro zdrojový signál použita metoda SVD, tedy určen spektrogram, který představuje matici, kdy každý řádek odpovídá spektru v daný čas. Dále byla aplikována metoda ICA, předpokladem je statistická nezávislost, pomocí které byl signál rozložen na spektrální a časovou doménu zdrojových signálů. Jedná se tedy o oddělení periodického signálu ze směsice signálů [2].

Kombinace metod byla použita ve studii od Ping Gao a kol. z roku 2003 [2]. Hybridní metoda byla testována na syntetických i reálných datech. Při testování na syntetických datech dosáhla kombinace metod při extrakci fEKG mnohem přesnějších výsledků než samotná metoda SVD. Reálná data byla získána od žen v 37. týdnu těhotenství, délka nahrávky byla 10 minut a frekvence 300 Hz (zdroj neuvádí databázi ani původ dat). Přesnost detekce byla také vysoká, avšak kromě pravých fEKG komplexů byly detekovány i falešné komplexy [2].

3.1.2 Kombinace singulárního rozkladu spektrogramu a polynomiálních klasifikátorů

Cílem studie prezentované Ayat a kol. v roce 2008 [50] je vytvoření pohodlného snímání a extrakce pomocí jedné abdominální elektrody metodou SVD a polynomiálních klasifikátorů. V prvním kroku je provedena extrakce mEKG z abdominálního svodu pomocí metody SVD. Tato metoda využívá spektrálního rozkladu a předpokladu, že EKG je periodický v určitých časových okamžicích. Ve druhém kroku dochází k extrakci fEKG z mEKG aplikací polynomiálních klasifikátorů. Tyto klasifikátory způsobí zarovnání jednotlivých vzorků mEKG podél dimenzionální linie, zatímco vzorky fEKG zůstávají nezměněné. Takto mohou být nezarovnané vzorky fEKG extrahovány [50].

Testování metody bylo provedeno na reálných i syntetických datech. Syntetické signály obsahovaly dva druhy frekvencí, 110 úderů za minutu (dále jen bpm) pro plodový signál a 65 bpm pro mateřský signál. Pro testovaný dataset byla hodnota SNR 7,5 dB, což byl lepší výsledek než při použití dvoufázové metody SVD, kdy bylo dosaženo hodnoty SNR 1,6 dB. Reálná data byla testována na dvou sadách, druhá sada obsahovala více šumu a stejnosměrnou složku v abdominálním signálu a musel tak být pro odstranění použit filtr. Vizualní i objektivní posouzení výsledků dokazuje lepší výsledky při použití metody SVD a polynomiálních klasifikátorů než při dvoufázové SVD metodě [50].

3.1.3 Kombinace rozšířené Kalmanovy filtrace a adaptivního neuro-fuzzy inferenčního systému

Studie autorů D. Panigrahy a P. K. Sahu z roku 2015 [22] navrhuje snímání fEKG pomocí jednobanálního snímání z břicha matky. Výsledky kombinace rozšířené Kalmanovy filtrace (EKF) a adaptivního neuro-fuzzy inferenčního systému (ANFIS) byly porovnány s použitím samotné EKF

metody a také samotné SVD metody, kde kombinovaná metoda dosáhla přesnějších výsledků než samotné metody EKF a SVD [22].

Podstatou EKF je odhad stavu diskrétně řízeného procesu. Tedy pomocí EKF dochází k odhadnutí mateřské komponenty z abdominálního signálu, tato mateřská komponenta je nelineárně transformovaná verze aEKG. Síť ANFIS je použita k identifikaci tohoto nelineárního vztahu a k vyrovnaní odhadovaného mEKG s mateřskou komponentou v abdominálním signálu. Hledané fEKG je extrahováno na základě odečtení odhadovaného mEKG z aEKG. Metoda ANFIS kombinuje vlastnosti neuronových sítí a fuzzy logického systému. Neuronové sítě umožňují učení se z okolí a fuzzy systém pak umožňuje zpracovat nepřesná (vágní) data. Výhodou tohoto spojení je vytvoření jednoduchých strukturálních učebních technik a také to, že není potřeba velkého množství testů a optimalizací architektury jako při samotném použití neuronových sítí [22], [26].

Pro testování byla použita syntetická i reálná data. Vzorkovací frekvence pro syntetická data byla 250 Hz. Reálná data byla použita z databáze DaISy [39], záznam obsahoval 2 500 vzorků se vzorkovací frekvencí 250 Hz. Záznamy pocházely od žen mezi 21.–40. týdnem těhotenství. Kombinace metod dosáhla přesných výsledků a dobré detekce R kmitů, pokud signál neobsahuje příliš velké množství šumu. Pokud obsahuje velké množství šumu nebo se signál skládá z více než dvou EKG signálů (například mnohočetné těhotenství), je detekce R kmitů pro metodu obtížná [22].

3.1.4 Kombinace polynomiálních sítí a Savitzkyho-Golayova filtru

Autoři studie Ayat a kol. z roku 2015 [6] srovnávají výsledky této metody s jimi již dříve navrženou metodou, kde byla použita kombinace polynomiálních sítí a SVD metody. Výsledné fEKG bylo extrahováno z jednoho abdominálního a z jednoho hrudního svodu [6].

Metoda je založena na předpokladu, že mEKG komponenta v aEKG signálu je její nelineárně transformovaná verze. Pokud jsou komponenty v hrudním i abdominálním signálu zaznamenány ze stejného směru, dosahuje samotná metoda dobrých výsledků. Pokud jsou však zaznamenány z různých směrů lidského těla, komponenty mají různou morfologii a výsledný fEKG obsahuje velkou část mEKG signálu. Z tohoto důvodu je před tímto samotným zpracováním použit Savitzkyho-Golayův filtr, který potlačí fEKG signál v abdominálním signálu a zanechá co možná nejlepší tvar mEKG [6], [25].

Testování kombinované metody proběhlo na reálných i syntetických datech. Syntetická data byla hodnocena pomocí parametru SNR, kde bylo dosaženo lepších výsledků než při použití metody SVD, a to především pro nižší hodnoty, což je pro reálná data velmi praktické. Reálná data byla získána z databáze NIFECGDB PhysioNet [38]. Výsledky taktéž dosahují lepších hodnot než hodnoty původně prezentované metodou SVD. V budoucnu by tato metoda mohla být použita pro extrakci fEKG v reálném čase [6].

3.1.5 Kombinace frekvenčně selektivního filtru s konečnou impulzní odezvou a genetického algoritmu

Kombinace adaptivního frekvenčně selektivního filtru s konečnou impulzní odezvou (FIR) a genetického algoritmu (GA) byla prezentována ve studii M. Talha a kol. z roku 2010 [21]. Výhodou algoritmu oproti samostatnému použití filtru je automatická adaptace filtru na měnící se charakter snímaného signálu. Snímané EKG signály většinou nejsou stacionární a v čase se mění. Lze tak získat

koeficienty filtru, které minimalizují kvadratickou chybu a zaručí konvergenci k optimálnímu nastavení filtru. Výhodou FIR filtru je stabilita, jednoduchá struktura, a tedy i jednoduchá implementace. Genetický algoritmus je inspirován v základech biologické genetiky a mechanismech přirozeného výběru a je zodpovědný za optimalizaci a změnu koeficientů filtru [21].

Hybridní metoda byla testována na jednom hrudním a jednom abdominálním signálu z databáze DaISy [39]. Srovnání bylo provedeno s použitím samotných filtrů LMS, RLS, NLMS a Wienerova filtru. Kombinovaná metoda dosáhla velmi podobných výsledků, avšak byla více adaptivní pro měnící se charakter EKG signálu a konvergence bylo dosaženo rychleji [21].

3.1.6 Kombinace empirické modální dekompozice a korelační analýzy

Kombinace metod empirické modální dekompozice (EMD) a korelační analýzy byla prezentována ve studii P. G. Azbari a kol. v roce 2017 [17]. Cílem metody je rozložení aEKG signálu pomocí metody EMD na jednotlivé oscilační funkce a výpočet korelace mezi referenčním fEKG signálem a oscilačními funkcemi abdominálního signálu. Posledním krokem je nalezení oscilačních funkcí, které nejvíce korelují s referenčním signálem a následně sečtení těchto funkcí. [17].

Základem metody EMD je rozložení signálu na několik samotných IMF funkcí. Přitom musí být splněny dvě podmínky. Počet lokálních extrémů musí být stejný jako počet nulových přechodů a druhou podmínkou je, aby v každé oblasti byl průměr horních a dolních obálek signálu definovaných lokálními maximy a minimy nulový. Tímto rozkladem jsou získány jednotlivé IMF funkce. Následně se pomocí korelační analýzy vyberou ty IMF funkce aEKG signálu, které nejlépe korelují s referenčním fEKG signálem [17].

Metoda byla testována na záznamech pěti těhotných žen v rozmezí 38. a 41. týdne těhotenství pomocí čtyřech abdominálních elektrod a jedné referenční umístěné nad oblastí *Symphysis pubica*. Signály byly vzorkovány na hodnotu 1 kHz s rozlišením 16 bitů. Výsledky kombinované metody byly srovnány s výsledky dosaženými pomocí samostatných metod Fuzzy, PCA a statistické analýzy. Metoda dosáhla lepších výsledků než dříve prezentované přístupy. Navíc bylo výsledků dosaženo rychleji a při použití menšího počtu iteračních kroků [17].

3.2 Metody využívající vícekanálový zdroj signálu

Při vícekanálovém snímání je obvykle použito více než jedné abdominální elektrody. Může se jednat o samostatné použití abdominálních elektrod nebo o kombinaci hrudních a abdominálních elektrod. Obecně je pomocí hrudních elektrod získán referenční mEKG signál a pomocí abdominálních elektrod směsice různých signálů obsahujících mEKG, fEKG a další rušivé signály. Výsledné fEKG je získáno odečtením mEKG (to je známo z hrudních elektrod) z abdominálních signálů a také odstranění ostatních rušivých signálů. Počet elektrod ani jejich umístění není standardizováno a může se lišit. Teoreticky vzato, větší počet elektrod umožňuje pokrýt větší povrch břicha, avšak z hlediska technického, časového a klinického je záznam většího počtu signálů velmi obtížný. Vícekanálové snímání vyžaduje poměrně složité analogové a digitální obvody a komplexní hardwarové vybavení. Pro pacientku může být použití většího množství elektrod nepohodlné, obzvláště při kontinuálním snímání [2], [8], [12].

3.2.1 Kombinace analýzy nezávislých komponent a techniky založené na stochasticky gradientní adaptaci

Kombinace slepé separace zdrojů využívající analýzy nezávislých komponent (BSS-ICA) a techniky založené na stochasticky gradientní adaptaci (adaptivní filtr rodiny LMS), je založena na principu odstranění rušivého mEKG a zvýraznění fEKG [1].

Metoda ICA využívá poznatku, že srdce může být reprezentováno jako elektrický dipól, který mění amplitudu a orientaci uvnitř hrudní dutiny, elektrická aktivita má tedy tři rozměry. Podle teorie systémů, mohou být tři lineární nezávislé hrudní signály převedeny na tři ortogonální EKG signály přes Gram-Schmidtovu proceduru. Odečtením tohoto mEKG signálu od aEKG signálu je získáno fEKG, které ještě obsahuje šum a chybový signál. Tento signál s určitým zpožděním slouží jako referenční signál pro druhou fázi. Výstupem LMS filtru je odhadovaný fEKG signál, který je odečten od chybového fEKG, tak je získán šum, který slouží k nastavení koeficientů LMS filtru [1].

Předpokladem ICA je statistická nezávislost zdrojů. Různé zdroje bioelektrického proudu odpovídají různým zdrojům bioelektrické aktivity. Signál získaný pomocí elektrod se skládá z bioelektrického signálu, parametrů směšovací matice, jejíž struktura je dána geometrií těla a šumem. Samotná separace je provedena kombinací statistických metod, funkcí stálého nelineárního kontrastu a pravděpodobnostní Pearsonovy metody [1].

Ve studii od Gupta a kol. z roku 2007 [1] bylo snímání provedeno pomocí čtyř kanálů. Testování proběhlo na reálných i syntetických datech. Reálná data byla získána z databáze DaISy [39], pocházející z pěti abdominálních a třech hrudních elektrod, se vzorkovací frekvencí 500 Hz. Výsledný fEKG signál, který byl získán spojením těchto dvou metod byl méně zatížen šumem a chybovým signálem, než když byla použita pouze BSS-ICA metoda [1].

Syntetická data byla získána z databáze MIT-BIH arrhythmia [49], do abdominálních signálů byl přidán šum v rozsahu -3 dB až 12 dB, s krokem 3 dB. Hodnocení kvality výsledných signálů bylo provedeno pomocí průměru parametru SNR (Signal to Noise Ratio) – odstup signálu od šumu pro 100 simulací. Hodnoty SNR byly opět lepší při kombinaci obou metod, než při samotném užití metody BSS-ICA [1].

3.2.2 Kombinace slepé extrakce zdrojů, periodicity a statistické špičatosti signálu

Metoda slepé extrakce zdrojů (BSE) je založena na stejném matematickém modelu jako metoda BSS, avšak na rozdíl od BSS, dokáže BSE extrahovat pouze jeden požadovaný zdroj signálu (jako je fEKG) a ne všechny zdroje signálu jako je tomu u BSS. Výhodou BSE je tedy úspora výpočetního času [3].

Výkonnost algoritmus pro extrakci fEKG pomocí periodicity signálu závisí na přesnosti odhadu optimálního časového zpoždění, které odpovídá době fEKG. Druhý algoritmus vyžaduje co nejpřesnější odhad rozsahu špičatosti fEKG. Oba úkoly nejsou příliš obtížné, ale chyby v odhadech jsou nevyhnutelné, což ovlivňuje úspěšnost algoritmu [3].

Autoři studie Ma a kol. z roku 2009 [3] spojili poznatky dvou již dříve prezentovaných prací navržených A. K. Barros [4] a Zhi-lin Zhang [5] do jediného algoritmu. Nová metoda byla testována na reálných datech trvajících 10 sekund a s frekvencí 250 Hz. Signály byly naměřeny pomocí třech hrudních a pěti abdominálních svodů. Odhadovaná hodnota vzorkovací periody byla 112 vzorků

a špičatost v rozsahu 4–9. Byly provedeny tři experimenty s různými parametry. Ve všech experimentech bylo dosaženo lepších výsledků než při samotném použití jedné z metod. Algoritmus navíc nebyl citlivý na špatný odhad vzorkovací periody a k odhadu rozsahu špičatosti docházelo bez chyb [3].

3.2.3 Kombinace analýzy hlavních komponent a analýzy nezávislých komponent

Kombinace analýzy hlavních komponent (PCA) a metody ICA vytváří jednoduchý, rychlý, ale přitom přesný algoritmus pro určení fEKG. Rychlost algoritmu lze uplatnit především v přenosných monitorech, které jsou napájeny bateriemi. Kombinace metody předzpracování PCA s metodou ICA byla popsána ve studii od Martín-Clemente a kol. v roce 2010 [7].

Cílem metody PCA je transformace vstupních korelovaných komponent na výstupní nekorelované. Podobně jako u metody SVD se jedná o spektrální rozklad kovarianční matice na vlastní čísla a vektory. Dochází tak ke snížení rušení mEKG a oddělení mEKG od fEKG. Důležitým parametrem je M , který reprezentuje největší vlastní číslo obsažené v matici. Obvykle bývá určen empirickým posouzením a nabývá hodnot od 4 do 6. Po provedení předzpracování je SNR stále slabé a je potřeba provést další zpracování pomocí optimalizované metody ICA. Metoda ICA je založena na oddělení smíšených signálů na základě maximalizace špičatosti. Signál je v podstatě sled periodických impulzů, jehož kvalita je zhoršena rušením. Algoritmus dokáže obnovit vlastnosti signálu, které jsou přínosné a umožní měřit signál bez rušení [7].

Testování metody proběhlo opět na reálných i syntetických datech. Syntetická data byla generována pomocí Open Source ECG Toolbox [52]. Použité záznamy byly osmisvodové (pět abdominálních svodů a tři hrudní) a parametr M byl nastaven na hodnotu 4. Výsledná hodnota SNR a korelačního koeficientu byla srovnatelná s metodou FastICA, ale s nižší hodnotou výpočetního času. Reálná data byla také extrahována pomocí osmi svodů s frekvencí 250 Hz, rozlišením 12 bitů a parametr M byl také nastaven na hodnotu 4. Výsledky byly v tomto případě lepší než při použití samotné metody FastICA. Výrazné zlepšení proběhlo u P a T vlny. Také při testování na reálných datech byla tato metoda rychlejší, díky relativně nízkému počtu operací v porovnání s FastICA [7].

3.2.4 Kombinace analýzy nezávislých periodických komponent a všeobecné dekompozice vlastních čísel

Studie Sameni a kol. v roce 2008 [9] navazuje na dříve prezentovanou práci založenou na měření periodicity a interpretaci R-R intervalu pomocí fáze. V prvním kroku je provedena slepá separace zdrojů pomocí analýzy nezávislých periodických komponent (π CA) a ve druhém kroku všeobecná dekompozice vlastních čísel (GEVD) [9].

Metoda je založena na myšlence, že vhodnějším kritériem je periodicitu signálů než jejich nezávislost. Elektrokardiografické signály však nejsou periodické, ale pseudoperiodické, jelikož se odchylka R-R intervalu pohybuje okolo 20 %. Pro tyto signály je vhodné použít časově proměnnou periodou. Nejdříve dochází k detekci vrcholu R, kterému je přiřazena hodnota fáze 0, každému vzorku EKG je pak přiřazena fáze z intervalu $(-\pi, \pi)$. Tímto způsobem může být EKG převedeno bez ohledu na odchylky R-R intervalu na polární reprezentaci, při které se používají komponenty P, Q, R, S, T.

Vzájemná korelace mezi vzorky s časovým zpožděním v různých kanálech reprezentována konstantní časovou proměnnou byla nahrazena proměnnou vypočítanou z fáze. V dalším kroku byla provedena metoda GEVD. Komponenty z daného vektoru jsou seřazeny podle velikosti jejich periodicity vzhledem k srdečnímu rytmu. Navrhovaná metoda je poměrně flexibilní a může být zpracována i jinými statistickými *post hoc* analýzami [9].

Testování bylo provedeno na reálných datech z databáze DaISy [39]. Signály byly naměřeny pomocí pěti abdominálních a třech hrudních elektrod se vzorkovací frekvencí 250 Hz. Výpočty periodických komponent byly provedeny pro tři případy. Nejvíce periodické komponenty vzhledem k mEKG, nejvíce periodické komponenty vzhledem k fEKG a nejvíce periodické komponenty vzhledem k mEKG, ale nejméně vzhledem k fEKG. Výsledky metody byly lepší než při použití konvenční metody ICA, obsahovaly méně šumu, a navíc byla metoda časově efektivnější [9].

3.2.5 Kombinace analýzy nezávislých komponent, souboru empirické modální dekompozice a metody prahování vlnkových koeficientů

Adaptivní algoritmus pro vícekanálové snímání využívá v prvním kroku metodu FastICA, pomocí které dochází k oddělení fEKG z aEKG. Jelikož fEKG obsahuje šum, je třeba ho odstranit, toho je docíleno pomocí souboru empirické modální dekompozice (EEMD). V posledním kroku dochází k odstranění vysokofrekvenčního šumu pomocí prahování vlnkových koeficientů (WS) [10].

Předpokladem metody FastICA je statistická nezávislost, pomocí které byl signál rozložen na spektrální a časovou doménu zdrojových signálů. Jedná se tedy o oddělení periodického signálu ze směsice signálů s rychlejším výpočetním časem. Metoda EEMD je rozšířená varianta metody empirické modální dekompozice (EMD). Jedná se o časově-frekvenční metodu analýzy dat pro extrahování signálu z dat generovaných v zašuměném, nelineárním a nestacionární procesu. V podstatě se jedná o rozklad signálu do konečného počtu základních oscilačních režimů. Poslední metoda WS je založena na principu nelineárního zmenšení šumu, který spadá pod vlnkové transformace, obsahuje tři kroky: lineární WT, volbu prahové hodnoty a samotné prahování a lineární inverzní WT [10].

Ve studii Liu a Luan z roku 2015 [10] byla metoda testována na reálných i syntetických datech. Pro syntetická data byl použit šestisvodový záznam obsahující 1 200 vzorků a vzorkovací frekvenci 1 kHz, data byla získána z databáze Open Source ECG Toolbox package [52]. Reálná data pocházela z MIT-BIH Arrhythmia Database [49]. Nahrávky obsahovaly signály se vzorkovací frekvencí 360 Hz a 2 000 vzorků. Vícekanálová reálná data pocházela z databáze ADFECGDB PhysioNet [40]. Hodnotící parametry byly zvoleny SNR, střední kvadratická chyba – MSE (Mean Squared Error) a korelační koeficient – R. Metoda byla srovnána se samostatným použitím metody WS a spojením EMD-WS. U syntetických dat dosáhla tato metoda lepších výsledků než zbylé metody pro parametr SNR a MSE (pro parametr R dosáhla druhého nejlepšího výsledku), nejlepšího parametru R dosáhla metoda EMD-WS. Při testování na reálných datech dosáhla kombinovaná metoda ICA-EEMD-WS také lepších výsledků než výše jmenované samostatné metody [10].

3.2.6 Kombinace analýzy nezávislých komponent a metody projektivního filtrování

Metoda ICA je použita pro prostorový rozklad signálu a oddělení mEKG a fEKG a metoda projektivního filtrování umožňuje vylepšit extrahované fEKG tak, že je mEKG rekonstruováno a odečteno od původních signálů. Signál může být ještě zdokonalen druhou aplikací metody ICA [11].

Předzpracování signálu před použitím projektivní filtrace zahrnuje lineární filtrování pro potlačení nízkofrekvenčního šumu, komplexní detekci QRS, synchronizaci založenou na vzájemné korelaci detekovaných komplexů. Samotná metoda projektivní filtrace je založena na rekonstrukci stavového prostoru signálu, dále je provedena fáze učení (založena na principu PCA) pro vytvoření lokálních signálních podprostorů. Nakonec dochází k promítání jednotlivých bodů trajektorie do odpovídajících podprostorů signálu. Později budou tyto body převedeny zpět do jednorozměrného signálu. V případě, že v měřeném signálu zůstanou ještě nějaká rezidua mEKG komponent, je znovu použita metoda ICA pro opětovnou separaci signálů [11].

Metoda byla testována ve studii M. Kotase z roku 2008 [11] pouze na reálných datech čtyř žen pomocí čtyř břišních elektrod. Mezní frekvence pásmové propusti byly nastaveny na rozsah hodnot 0,05–120 Hz, hodnota zesílení signálu byla 2000 a vzorkovací frekvence 400 Hz. Tato kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než použití samotné metody ICA. Dokonce v případech, kdy fEKG signál dosahoval velmi nízké úrovně (komponenta vložená do EMG šumu byla prakticky neviditelná), metoda ICA selhala úplně, avšak kombinovaná metoda dokázala fEKG extrahovat. Metoda tak má velký potenciál pro použití v prenatální diagnostice [11].

3.2.7 Kombinace analýzy nezávislých komponent, singulárního rozkladu spektrogramu a druhé aplikace analýzy nezávislých komponent

Hybridní metoda kombinující metodu ICA, SVD a druhou aplikaci metody ICA funguje na principu separace aEKG signálů metodou ICA, pomocí které je extrahována mateřská komponenta. Pomocí metody SVD je tato mateřská složka odstraněna ze signálů získaných metodou ICA a výsledného zlepšení fEKG komponenty je docíleno druhou aplikací ICA metody [13].

Prvním krokem metody je rozložení aEKG signálů na 4 komponenty pomocí metody ICA. Z těchto komponent je vybrán ten kanál, ve kterém je nejvýraznější mateřská komponenta. Pomocí metody SVD je vybraný mEKG signál časově srovnán s původními komponentami získanými metodou ICA a následně je od nich odečten. V posledním kroku je na tyto reziduální signály opět aplikována metoda ICA, která vylepší nebo oddělí fEKG složku od zbylých komponent [13].

Ve studii z roku 2013 autorů Varanini a kol. [13] byla tato kombinována metoda testována na reálných datech z databáze PhysioNet Computing in Cardiology Challenge 2013 Database [41]. Metoda byla aplikována na 75 záznamů s dostupnou referencí a 100 testovacích záznamů bez reference. Vzorkovací frekvence záznamů byla 1 kHz. Použito bylo čtyřech břišních svodů a jednoho hrudního. Kombinováním metod bylo dosaženo lepších výsledků než při použití samotné metody ICA, ale ani u některých záznamů obsahujících vysokou úroveň šumu a nízkou úroveň fEKG nedosahoval dobrých výsledků [13].

3.2.8 Kombinace analýzy nezávislých komponent a vlnkové transformace

Kombinace metody ICA a metody vlnkové transformace (WT) je založena na principu oddělení plodové komponenty z abdominálního signálu a poté odstranění zbývajících šumu v fEKG signálu pomocí vlnkové transformace. Metody byly prezentovány ve studii S. H. Jadhev a kol. z roku 2017 [14] a V. Ionescu z roku 2015 [16].

Metoda ICA je jednou z nejčastěji používaných metod, založená na principu statistické nezávislosti signálu, kdy dochází k oddělení signálu ze směsice signálů. Metoda vlnkové dekompozice umožňuje eliminovat šum a signály s vysokou amplitudou obsažené v aEKG. Metoda WT poskytuje informace v časové a frekvenční doméně a je tedy vhodná hlavně pro nestacionární signály. Při použití této metody je důležité vhodně definovat počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficienty. Aproximační koeficienty odpovídají nízkofrekvenčním složkám signálu EKG a detailní koeficienty odpovídají vysokofrekvenčním složkám. V této studii byly testovány vlnky *bior3,9*, *rbio3,9*, *coif5*, *sym8*, *db5*, *db6*, *db7* a *db8*. Jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *coif5* a pět úrovní rozkladů [14].

Autoři S. H. Jadhev a kol. studie z roku 2017 [14] provedli testování kombinace těchto metod na datech z databáze ADFECGDB PhysioNet [40] a NIFECGDB PhysioNet [38]. Signály byly snímány ze dvou hrudních a čtyřech břišních elektrod žen mezi 21. a 40. týdnem těhotenství. Pomocí kombinované metody bylo dosaženo lepších výsledků extrahovaného fEKG než při použití samotné metody ICA [14].

3.2.9 Kombinace analýzy nezávislých komponent a optimalizaci indexu kvality

Kombinace metod navržená autory L. Billeci a M. Varanini z roku 2017 [15] kombinuje metodu FastICA a optimalizaci indexu kvality (QIO). Princip je založen na oddělení fEKG z abdominálního signálu pomocí FastICA a následném vylepšení plodového QRS komplexu pomocí QIO [15].

V prvním kroku dochází k předzpracování signálu, zároveň jsou odstraněny části signálu s vysokou hodnotou šumu. Dále je použita metoda FastICA, která pracuje s více než jedním negaussovským zdrojem signálu a umožňuje rychle a efektivně oddělit mateřskou složku EKG od plodové složky. Následně bylo mEKG odečteno ze signálu, jelikož tvoří největší rušivou složku. V posledním kroku dochází pomocí metody QIO k vylepšení amplitudy fEKG, jelikož je v některých místech velmi nízká. Je potřeba navrhnout plodový index kvality (fQI), který charakterizuje morfologické a časové charakteristiky fEKG, tedy i kvalitu fEKG. Hodnota fQI leží v rozmezí od 0 do 1 a charakterizuje maximum multivariační funkce. Cílem je tedy nalézt signál s maximální hodnotou plodového QI [15].

Kombinace metod byla testována na reálných i syntetických datech. Syntetická data pocházela z databáze FECGSYNDB [51] a reálná z PhysioNet Computing in Cardiology Challenge 2013 Database [41]. Každá simulace trvala 5 minut se vzorkovací frekvencí 250 Hz a rozlišením 16 bitů u syntetických dat. U reálných dat bylo použito 75 záznamů se vzorkovací frekvencí 1 kHz. Použito bylo čtyřech břišních svodů a jednoho hrudního. Kombinací metod bylo dosaženo lepších výsledků než při použití jedné ze samotných metod FastICA nebo QIO, zejména v kritických podmínkách, jako je kontrakce dělohy a ektopické poruchy u matky a plodu [15].

3.2.10 Kombinace singulárního rozkladu spektrogramu a víceúrovňových adaptivních filtrů

Studie autora S. Ravindrakumar z roku 2013 [18] popisuje kombinaci metody SVD a adaptivních filtrů. Byly testovány tři druhy filtrů, a to LMS – filtr založený na stochasticky gradientní adaptaci, RLS – filtr založený na rekurzivní optimální adaptaci a NLM – filtr založený na normalizované metodě odhadu s minimálními středními kvadratickými odchylkami [18].

Nejprve byla pro zdrojový signál použita metoda SVD, tedy určen spektrogram, který představuje matici, kdy každý řádek odpovídá spektru v daný čas. Pomocí filtrů LMS, RLS a NLMS je vytvořeno šest kombinací pořadí, ve kterém mohou být filtr použity. Nakonec je aplikována jedna z šesti kombinací filtrů. Výběr kombinace je závislý na vlastnostech a velikosti šumu, který je potřeba odstranit [18].

Metoda byla testována na reálných i syntetických datech pomocí databáze DaISy [39] a databáze PhysioNet MIT-BIH Arrhythmia database [49]. Použity byly čtyři abdominální a jeden hrudní signál. Bylo dosaženo lepších výsledků než při použití samotných dílčích metod [18].

Podobnou kombinací filtrů LMS, RLS a NLMS se zabývá i studie R. Swarnalatha a D. V. Prasad z roku 2010 [19]. Autoři této studie však testovali devět kombinací filtrů a jako nejlepší byla zvolena kombinace filtru RLS a LMS, která dosáhla vysoké predikční schopnosti, citlivosti a přesnosti oproti zbývajícím kombinacím [19].

3.2.11 Kombinace korelační analýzy a analýzy nezávislých komponent

Kombinace korelační analýzy a FastICA byla prezentována ve studii CH. Li a kol. v roce 2016 [20]. Dosažené výsledky byly srovnány s výsledky při použití samostatné metody FastICA [20].

Myšlenka, že EKG signál je pseudoperiodický a je obtížné detekovat jeho periodu je pro většinu metod problém. Pomocí korelační analýzy je však možné této detekce docílit. Je tedy možné zachytit mEKG v aEKG signálech tak, že je odstraněna časová korelace. Následuje proces bělení, který slouží k předzpracování před použitím algoritmu FastICA. Nakonec je extrahováno výsledné fEKG ze směsice signálů pomocí metody FastICA. Metoda je podmíněna vzájemnou nezávislostí signálů a maximalizací negentropie [20].

Pro testování byla použita data z databáze ADFECGDB PhysioNet [40] žen v 38.–41. týdnu těhotenství. Pro snímání z břicha matky byly použity čtyři Ag-AgCl elektrody, referenční signál byl snímán z hlavičky plodu. Vzorkovací frekvence byla 1 kHz a rozlišení 16 bitů. Při použití kombinované metody bylo dosaženo lepších výsledků než při použití samotné metody FastICA, především výsledné fEKG obsahovalo méně zbytkového mateřského signálu [20].

3.2.12 Kombinace umělých neuronových sítí a korelace

Umělé neuronové sítě (ANN) a korelace je kombinace metod, která byla prezentována ve studii M. A. Hasan a kol. v roce 2011 [23]. Umělá neuronová síť byla vybrána především proto, že se dokáže přizpůsobit nelineárním a časově proměnným vlastnostem signálu EKG a také proto, že umí získat užitečnou informaci i z velmi zašuměného signálu. Korelační metoda využívá korelačního koeficientu

pro odečtení mEKG z aEKG a získání fEKG signálu. Výhodou korelační techniky je schopnost detekce periody u pseudoperiodických signálů jako je EKG signál [23].

Umělé neuronové sítě jsou inspirovány v nervové soustavě živých organismů. Jednotlivé neurony jsou mezi sebou spojeny a vytvářejí tak síť, která zpracovává informace paralelně. Na jednotlivých spojeních lze nastavit parametry, váhy a prahy, díky kterých se síť učí přizpůsobovat a předpovídat chování procesu, tzn. učit se, adaptovat se a predikovat [23], [24].

Kombinovaná metoda byla testována na reálných vícekanálových datech žen v 38. týdnu těhotenství, která byla získána z databáze NIFECGDDB PhysioNet [41]. Vzorkovací frekvence byla 1 kHz. Výsledky těchto dvou přístupů nabízí lepší a efektivní výsledek z hlediska přesnosti extrakce fEKG a detekce R kmitů signálu ve srovnání se samotným použitím metody ANN, Fuzzy metody nebo statistické analýzy. Metoda dosahuje dobrých výsledků i v případě, že se signály mEKG a fEKG v abdominálním signálu překrývají [23].

3.2.13 Kombinace stavové odezvy rekurentní sítě a dynamického programování

Problematikou detekce plodového QRS komplexu z aEKG se zabývali autoři Lukoševicius a Marozas ve studii z roku 2014 [60]. Autoři se zabývali přístupem datově řízeného statistického strojového učení. Jedná se o kombinaci stavové odezvy rekurentní neuronové sítě (ESN), která je trénována k detekci plodového QRS komplexu a algoritmu dynamického programování založeném na statistických algoritmech, které jsou odvozeny od teorie pravděpodobnosti. Dynamické programování slouží k získání informací ze snímačů a statistickému odhadu nejpravděpodobnějšího načasování sekvencí plodového QRS komplexu. Pro experimenty bylo použito několik verzí s různými parametry dynamického programování [60].

První krok algoritmu zahrnuje úpravu nesrovnalostí dat a předzpracování včetně pásmové propusti s rozsahem 3–48 Hz. Dále dochází k odstranění mEKG ze signálu. Zjednodušeně lze říci, že cílem ESN je naučit se mapování, ve kterém nejvhodnější vstupní funkce (hrudní mEKG) odpovídá výstupnímu signálu (aEKG). V dalším kroku dochází k extrakci plodového komplexu, respektive detekci plodového R kmitu. V prvním kroku tato ESN síť použije předzpracovaný signál jako vstup a ten je trénován pomocí poskytnutého cílového signálu tak, aby výstupní signál detekoval plodové R kmity. Cílový signál byl použit z datové sady. Ve druhém kroku je tento výstupní signál interpretován pravděpodobnostním způsobem, aby byly vytvořeny diskrétní R anotace. Následuje fáze dynamického programování, která pomocí pravděpodobností a statistik odhadne výskyt plodového R kmitu [60].

Pro experimenty byla použita reálná data z PhysioNet Computing in Cardiology Challenge 2013 Database [41]. Jednalo se o čtyři abdominální svody bez mateřského referenčního hrudního svodu, vzorkovací frekvence byla 1 kHz. Pro trénování bylo použito 75 záznamů a pro vyhodnocení algoritmu bylo použito 100 záznamů. Hybridní algoritmus dosahoval lepších výsledků než samostatné použití metod. Algoritmus byl poměrně rychlý, další zrychlení by bylo možné použitím většího množství ESN pro zpracování. Algoritmus pracuje dobře u běžných signálů, ale u abnormálních událostí by mohl mít s detekcí problém [60].

Autoři navazují na jejich předchozí studii zabývající se extrakcí plodového QRS komplexu pomocí samotné metody ESN [61] z roku 2013. Extrakci fEKG pomocí metody ESN, která je optimalizována náhodným hledáním se zabývá také studie autora Behar a kol. z roku 2013 [62].

Tab. 1: Srovnání výkonnosti jednotlivých jednokanálových metod.

Kombinace metod	Celkový výkon	Zlepšení SNR	Real Time	Výpočetní rychlost	Složitost implementace	Poznámky
SVD-ICA [2] kapitola 3.1.1	střední	střední	možný	střední	střední	detekce falešných komplexů, problém u zašuměných signálů
SVD-PC [50] kapitola 3.1.2	střední	vysoké	možný	střední	střední	pro lepší výsledky je vhodné použít ještě metodu WS
EKF-ANFIS [22] kapitola 3.1.3	vysoký	vysoké	ano	střední	vysoká	problém detekce R vrcholu u zašuměných signálů nebo u vícečetných těhotenství
PN-SGF [6] kapitola 3.1.4	střední	vysoké	ano	střední	vysoká	dobré výsledky při správném nastavení koeficientů filtru
FIR-GA [21] kapitola 3.1.5	střední	střední	ano	střední	nízká	dobrá adaptace koeficientů filtru měnícímu se EKG signálu
EMD-CA [17] kapitola 3.1.6	střední	střední	možný	střední	střední	nízký počet iteračních kroků

Tab. 2: Srovnání výkonnosti jednotlivých vícekanálových metod.

Kombinace metod	Celkový výkon	Zlepšení SNR	Real Time	Výpočetní rychlost	Složitost implementace	Poznámky
ICA-LMS [1] kapitola 3.2.1	střední	vysoké	možný	střední	střední	dobré výsledky při správném nastavení koeficientů filtru
ICA periodicita a špičatost [3] kapitola 3.2.2	střední	vysoké	možný	střední	střední	algoritmus není citlivý na chybný odhad periody fEKG
PCA-ICA [7] kapitola 3.2.3	střední	střední	ano	vysoká	střední	rychlý algoritmus, vhodný pro bateriová zařízení
π CA-GEVD [9] kapitola 3.2.4	střední	vysoké	ne	nízká	střední	využívá pseudoperiodické podstaty EKG signálu
ICA-EEMD-WS [10] kapitola 3.2.5	střední	vysoké	ne	nízká	vysoká	není potřeba definovat žádné parametry uživatelem
ICA-PF [11] kapitola 3.2.6	vysoký	vysoké	možný	střední	vysoká	využívá vyšší dimenze podprostorů u velmi proměnlivých části EKG
ICA-WT [14] kapitola 3.2.8	střední	vysoké	možný	střední	střední	nejvhodnější vlnka <i>coif5</i> a 5 úrovní rozkladů
ICA-QIO [15] kapitola 3.2.9	vysoký	vysoký	možný	střední	střední	dobrá extrakce i při vysokých kontrakcích dělohy
ICA-SVD-ICA [13] kapitola 3.2.7	střední	střední	možný	střední	střední	špatné výsledky u signálů s nízkou úrovní fEKG
SVD LMS/RLS/NLMS [19] kapitola 3.2.10	střední	vysoké	ano	střední	střední	nejlepších výsledků dosáhla kombinace filtrů RLS a LMS
CA-ICA [20] kapitola 3.2.11	střední	vysoké	možný	střední	střední	využívá pseudoperiodické podstaty EKG signálu
ANN-CA [23] kapitola 3.2.12	střední	vysoké	možný	střední	vysoká	dobré výsledky i když se signály překrývají, schopnost adaptace
ESN-DP [60] kapitola 3.2.13	střední	střední	možný	střední	vysoká	zrychlení by bylo možné použitím větším množstvím ESN

4 Matematický popis vybraných metod

Na základě provedené literární rešerše a nastudování dané problematiky byly vybrány následující metody, které budou podrobněji popsány, vzájemně kombinovány a implementovány. První metodou je analýza nezávislých komponent (ICA), která od sebe dokáže oddělit směsici signálů a dosahuje poměrně dobrých výsledků. Dále se jedná o metodu prahování vlnkových koeficientů (WS) a metodu vlnkové transformace (WT), která dekomponuje signál vhodnou změnou šířky mateřské vlnky v čase, a tvarem vlnky dosáhne optimálního poměru rozlišitelnosti v čase a frekvenci. Metoda prahování vlnkových koeficientů využívá kombinace vlnkové transformace a měkkého prahování. Dále je popsána metoda empirické modální dekompozice (EMD), která dokáže rozložit časové řady na vnitřní oscilace a její rozšířená varianta souboru empirické modální dekompozice (EEMD), která v některých případech eliminuje nedostatky původní metody. Poslední metodou je analýza hlavních komponent (PCA), která rozkladem kovarianční matice vstupního signálu na vlastní čísla a vektory dokáže extrahovat hlavní komponenty.

4.1 Analýza nezávislých komponent

Metoda nezávislých komponent (ICA) je založena na technice statistické analýzy, která využívá předpokladu, že se zdrojový signál skládá z několika neznámých nezávislých signálů, pocházejících z různých zdrojů. Metoda dokáže rozložit vstupní signály na navzájem nezávislé negaussovske komponenty. Komponenty se seřazují náhodně a mohou být amplitudově pozměněny [59], [69].

Existuje také velice často používaný FastICA algoritmus, který je efektivnější než původní ICA algoritmus. Optimalizace algoritmu je dána především rychlostí konvergence při výpočetních úlohách. Stejně jako u většiny algoritmů ICA, FastICA usiluje o ortogonální rotaci předem určených dat prostřednictvím iteračního schématu s pevným bodem, která maximalizuje míru negaussianity komponent. Matematicky lze metodu ICA popsat dle rovnice (4.1) [25], [69]:

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}\mathbf{s}, \quad (4.1)$$

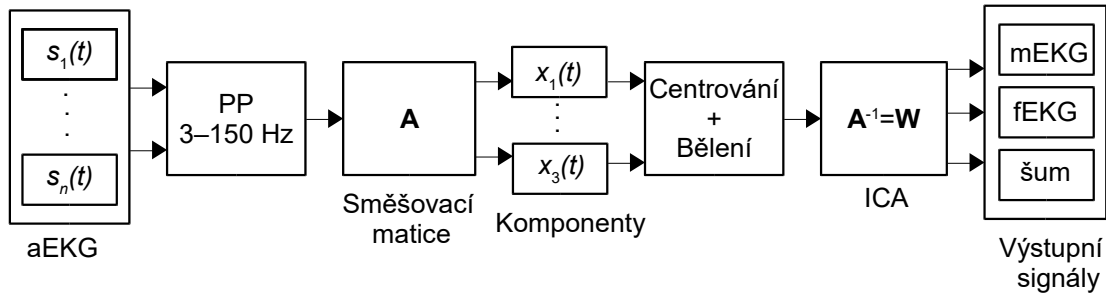
kde $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$ je pozorovaný multivariační signál, n je počet pozorovaných signálů, neznámý zdrojový signál je označen jako $\mathbf{s} = [s_1, s_2, \dots, s_m]^T$, m je počet zdrojových signálů a matice \mathbf{A} je směšovací, jejíž řádky obsahují transponované vektory \mathbf{x}^T . Hodnoty signálu jsou považovány za vzorky náhodné proměnné, ne funkce času. Cílem algoritmu ICA je pomocí lineární, inverzní, nesmíšené matice \mathbf{W} získat odhad nezávislých komponent \mathbf{y} , viz rovnice (4.2) [25], [69]:

$$\mathbf{y} = \mathbf{W}\mathbf{x}. \quad (4.2)$$

Je možné předpokládat, že počet nezávislých komponent s se rovná počtu pozorovaných proměnných, není to však zcela nezbytné. V případě, že je matice \mathbf{A} čtvercová a nesingulární pak platí $\mathbf{W} = \mathbf{A}^{-1}$. Jinak je vhodné použít obecnou inverzní Penroseovu-Mooreovu matici (4.3) [25], [69]:

$$\mathbf{W} = \mathbf{A}^+ \text{ a } \|\mathbf{y} - \mathbf{s}\| = \min. \quad (4.3)$$

Nevýhodou tohoto algoritmu je předpoklad, že pouze jedna původní komponenta může mít Gaussovo rozdělení. Pokud by byla metoda aplikována na signály, kde existuje více Gaussovských zdrojů, nedokáže metoda tyto zdroje extrahovat. Další nevýhodou algoritmu je, že nelze určit pořadí nezávislých komponent a některé (nebo všechny) vypočtené komponenty y mohou být vynásobeny -1 vzhledem k původním komponentám. Pokud existuje n -dimenzionální vektor dat, pak lze nalézt maximálně n -nezávislých komponent. Blokové schéma principu algoritmu ICA je zobrazeno na Obr. 4 [25], [69].



Obr. 4: Blokové schéma popisující postup při zpracování signálu metodou ICA. Cílem metody je pomocí lineární, inverzní, nesmíšené matice \mathbf{W} získat odhad nezávislých komponent.

Vhodnou součástí algoritmu je předzpracování, které dokáže zjednodušit algoritmus, zmenšit dimenzionalitu, zmenšit počet parametrů, které mají být odhadovány a zvýraznit vlastnosti dat. Existují dva hlavní přístupy k předzpracování metody ICA, a to centrování a bělení [25], [69].

Centrované vektory mají nulovou střední hodnotu. Jedná se o jednoduchou operaci, kdy dochází k odečtení střední hodnoty $E\{\mathbf{x}\}$ od \mathbf{x} , viz vzorec (4.4) [25], [69]:

$$\mathbf{x}_c = \mathbf{x} - E\{\mathbf{x}\}. \quad (4.4)$$

Při bělení je vektor \mathbf{x} lineárně transformovaný na vektor $\tilde{\mathbf{x}}$, který je vybělený. Jeho komponenty jsou nekorelované s jednotkovým rozptylem. Výhodné je využít metodu rozkladu kovarianční matice na vlastní čísla podle rovnice (4.5) [25], [69]:

$$E\{\mathbf{x}_c \mathbf{x}_c^T\} = \mathbf{V} \mathbf{D} \mathbf{V}^T, \quad (4.5)$$

kde \mathbf{V} je ortogonální matice vlastních vektorů, \mathbf{D} je diagonální matice vlastních čísel a nový vybělený vektor se určí dle vztahu (4.6) [25], [69]:

$$\tilde{\mathbf{x}} = \mathbf{V} \mathbf{D}^{-1/2} \mathbf{V}^T \mathbf{x}_c. \quad (4.6)$$

Bělení tak dokáže snížit počet parametrů nutných k výpočtu. Místo n^2 parametrů matice \mathbf{A} , stačí určit pouze $n(n-1)/2$ parametrů [25], [69].

Nezávislost náhodných veličin lze definovat pomocí hustotou pravděpodobnosti nebo pomocí předpokladu, že náhodné veličiny y_1 a y_2 jsou nezávislé, pokud jsou nekorelované. Nekorelované jsou

v případě, že jejich kovariance je nulová. Negaussovské rozdělení je splněno tehdy, je-li hodnota špičatosti větší než nula. Druhou metodou určení negaussovského rozdělení je pomocí negativní entropie. Čím více je proměnná náhodná, tím je větší entropie a značí se H . Jedná se o míru informace, která je získána pozorováním proměnné. Negativní entropie se značí J a využívá poznatku, že proměnné Gaussovského rozdělení mají největší entropii mezi náhodnými veličinami stejného rozptylu. Negativní entropie je vždy větší než nula, hodnotu nula má veličina Gaussova rozdělení [25], [69].

4.2 Empirická modální dekompozice

Metoda empirické modální dekompozice (EMD) je vhodná pro nelineární a nestacionární signály a je tedy vhodná i pro odstranění artefaktů z EKG signálu. Cílem metody je rozložit signál na vnitřní oscilační funkce. Vysokofrekvenční komponenty se nazývají vnitřní modální funkce (IMF) a nízkofrekvenční komponenty se nazývají rezidua. Algoritmus seřadí funkce dle kmitočtu od nejvyššího po nejnižší. Pro správné fungování metody musí být splněny dvě podmínky. Počet lokálních extrémů musí být stejný jako počet přechodů nulou nebo se lišit o jeden. Druhou podmínkou je, aby průměr mezi obálkou, definovanou maximem a minimem, byl téměř nulový. Proces rozkladu signálu na IMF funkce se nazývá prosévací (*sifting*) a lze ho popsat pomocí následujících kroků [17], [63].

Nejprve je potřeba identifikovat všechna lokální maxima a minima vstupního signálu $s(t)$. Dalším krokem je vytvoření příslušných obálek, horní obálku $e_{\max}(t)$ jako kubickou *spline*¹ křivku pomocí propojení všech maxim. Podobně je nutné vygenerovat spodní obálku $e_{\min}(t)$ jako *spline* křivku pomocí propojení všech lokálních minim. Poté je určena střední hodnota těchto obálek dle vzorce (4.7):

$$m_{01}(t) = \frac{e_{\min}(t) + e_{\max}(t)}{2}. \quad (4.7)$$

Tato střední hodnota je odečtena od vstupního signálu $s(t)$. První proto-IMF $p_{01}(t)$ je získána dle rovnice (4.8) [17], [63]:

$$p_{01}(t) = s(t) - m_{01}(t). \quad (4.8)$$

Bohužel se nestává často, aby složka $p_{01}(t)$ splňovala podmínky IMF funkce, proto je v tomto okamžiku označena jako proto-IMF. Výše zmíněný postup je tedy nutné opakovat dle rovnice (4.9) nebo obecně zapsáno dle rovnice (4.10) [17], [63]:

$$p_{11}(t) = p_{01}(t) - m_{11}(t), \quad (4.9)$$

$$p_{ik}(t) = p_{i(k-1)}(t) - m_{ik}(t), \quad (4.10)$$

¹ *Spline* křivka je aproximační funkce definovaná po intervalech tak, aby dobře reprezentovala cílovou křivku, ale aby byla na hranicích intervalů spojitá.

kde k označuje index iterace a i index extrahované IMF. Postup lze teoreticky opakovat do té doby, než by byla velikost signálu $p_{ik}(t)$ konstantní. Z tohoto důvodu je nutné definovat kritérium ukončení. Kritérium ukončení procesu je definováno jako odhad směrodatné odchylky SD , viz rovnice (4.11) [63]:

$$SD = \sum_{t=0}^N \left[\frac{|p_{k-1}(t) - p_k(t)|^2}{p_{k-1}^2(t)} \right]. \quad (4.11)$$

První IMF funkce $a_1(t)$ je získána, když je SD menší než prahová hodnota (obvykle se pohybuje v rozsahu od 0,2–0,3). Pro získání dalších modálních funkcí je potřeba celý postup opakovat, avšak místo vstupního signálu $s(t)$ se použije reziduum $r_i(t)$. To vznikne tak, že od vstupního signálu $s(t)$ je odečtena první IMF funkce $a_1(t)$. Obecný zápis odečtení, kde i značí index extrahované IMF je definován dle rovnice (4.12) [17], [63]:

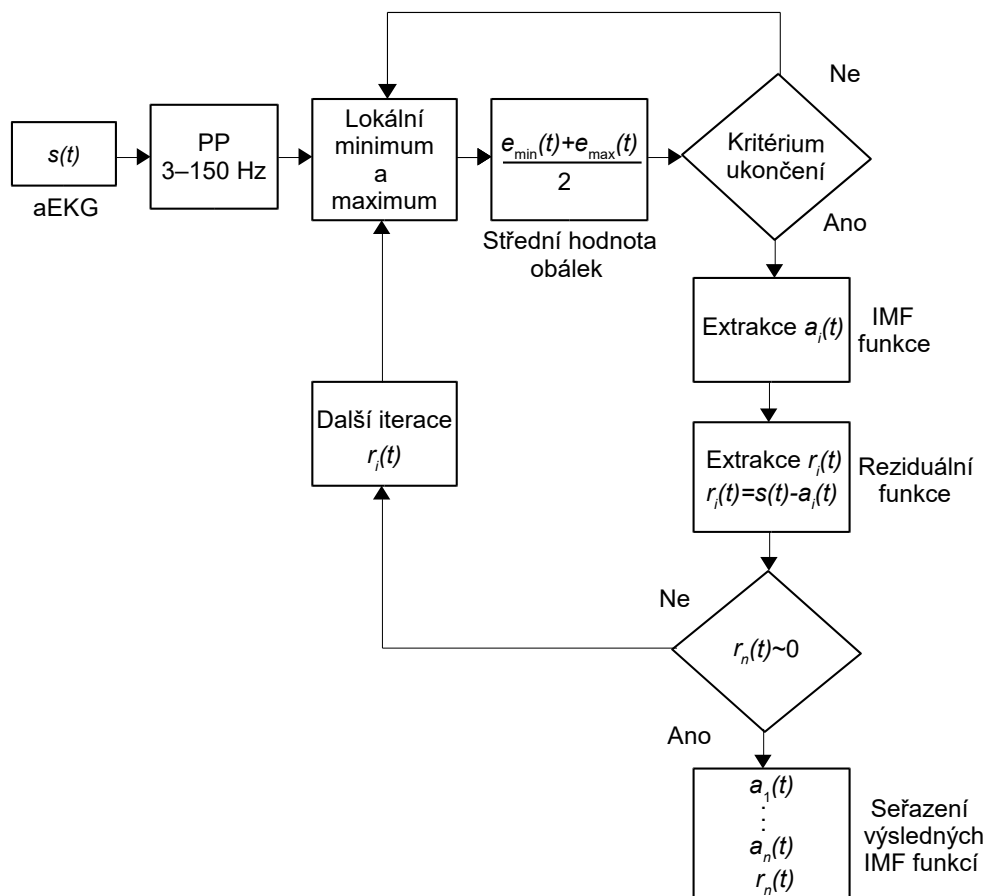
$$r_i(t) = s(t) - a_i(t). \quad (4.12)$$

Celý dekompoziční proces končí, když se z rezidua $r_i(t)$ nedá extrahovat IMF komponenta. Jedná se o stav, kdy je reziduum konstanta, monotónní funkce nebo funkce pouze s jedním extrémem [17], [63].

Původní signál může být zpětně rekonstruován sečtením všech extrahovaných složek, dle rovnice (4.13) [17], [63]:

$$s(t) = \sum_{i=1}^n a_i(t) + r_n(t), \quad (4.13)$$

kde $a_i(t)$ je i -tá IMF funkce a $r_n(t)$ je poslední reziduum, obvykle považováno za poslední IMF funkci. Postup algoritmu EMD je znázorněn pomocí schématu na Obr. 5 [17], [63].



Obr. 5: Popis principu metody EMD, formulace je vhodnější formou algoritmu než analytickou formulací. Metoda nejdříve lokalizuje maxima a minima signálu, určí střední hodnotu obálek a extrahuje IMF funkci tolikrát, dokud není dosaženo kritéria ukončení. Takto jsou extrahovány všechny IMF funkce, poslední funkce se nazývá reziduální. Algoritmus nakonec seřadí jednotlivé IMF funkce od nejvyššího kmitočtu po nejnižší.

4.3 Soubor empirické modální dekompozice

Výše popsaná metoda EMD dosahuje poměrně dobrých výsledků, avšak je velmi citlivá na šum obsažený v signálu. Může docházet k situacím, kdy EMD nedokáže správně rozložit signál a jedna IMF funkce obsahuje několik složek s různou frekvencí. Toto bývá označováno jevem *mode mixing*. Stává se to například u nízkofrekvenčních signálů, které nahodile obsahují vysokofrekvenční oscilace. Proto bylo vytvořeno rozšíření k této původní metodě nazývané soubor empirické modální dekompozice (EEMD), které odstraňuje efekt tohoto jevu. Algoritmus EEMD funguje na principu přidání náhodného bílého šumu do vstupního signálu. Je provedeno několik EMD cyklů, vždy s jinou hodnotou přidaného šumu. Jednotlivé IMF funkce jsou získány zprůměrováním výsledků několika těchto EMD cyklů [63].

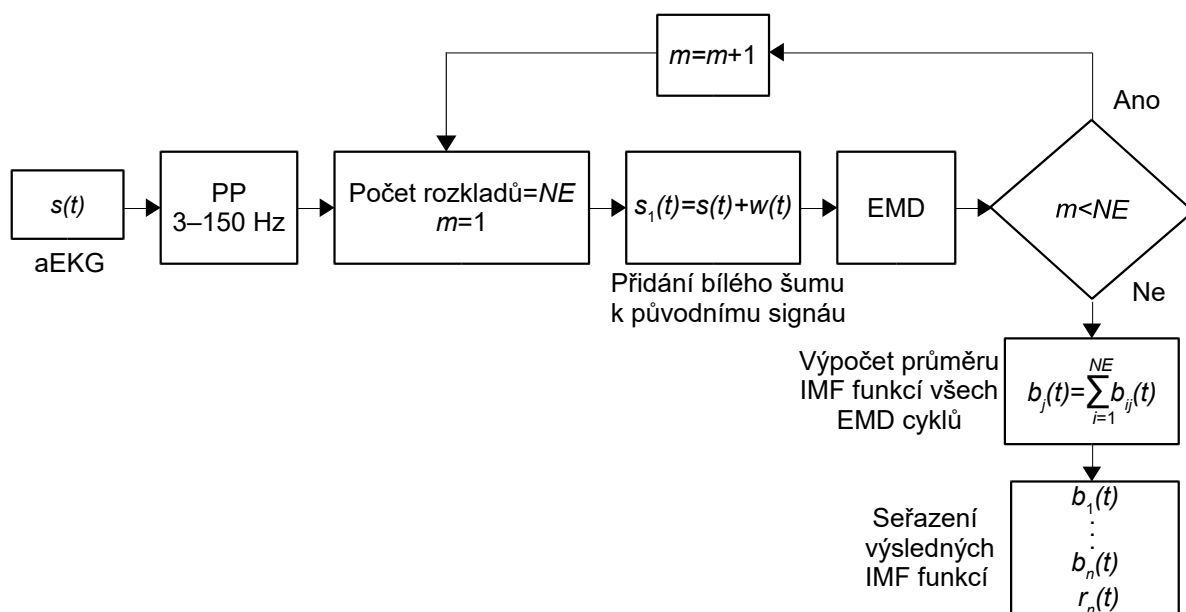
Prvním krokem EEMD algoritmu je tedy přidání série bílého šumu $w(t)$ do vstupního signálu $s(t)$ způsobem dle rovnice (4.14). Bílý šum je náhodný signál, jehož výkonová spektrální hustota je konstantní (všechny frekvence jsou v signálu zastoupeny stejně a jeho výkon je tak v libovolné šířce pásma stejný) [63].

$$s_1(t) = s(t) + w(t), \quad (4.14)$$

Ve druhém kroku se vstupní signál s přidaným šumem $s_1(t)$ dekomponuje pomocí EMD algoritmu. Tyto dva kroky se opakují, dokud se v jednotlivých iteracích počítá s jinou hodnotou přidaného šumu o stejné síle. Výsledná IMF funkce $b_{ij}(t)$ je definována jako průměrná hodnota IMF funkcí všech EMD cyklů, kde i je počet iterací a j je index IMF. Odhad průměru výsledné IMF funkce lze určit dle rovnice (4.15) [63]:

$$b_j(t) = \sum_{i=1}^{NE} b_{ij}(t), \quad (4.15)$$

kde NE označuje celkový počet EMD cyklů. Průběh EEMD algoritmu je znázorněn na Obr. 6 [63].



Obr. 6: Algoritmus EEMD funguje na principu přidání náhodného bílého šumu do vstupního signálu. Je provedeno NE EMD cyklů, vždy s jinou hodnotou přidaného šumu. Výsledné IMF funkce jsou získány zprůměrováním výsledků několika těchto EMD cyklů.

4.4 Metoda hlavních komponent

Metoda hlavních komponent (PCA) patří mezi velmi často používané metody vícerozměrné statistické analýzy. Jedná se o způsob zdůraznění rozdílů a podobností v signálech pomocí identifikace konkrétních znaků signálu, snížení dimenzionality vstupního signálu a odstranění šumu v signálu. Metoda funguje na principu nahrazení původních korelovaných proměnných proměnnými novými, které nejsou korelované, většinou jsou lineární kombinací původních proměnných. Základní charakteristikou každé hlavní komponenty je její míra variability čili rozptyl [25], [69].

Cílem metody je nalézt takové komponenty, které sníží dimenzionalitu vstupního signálu bez velké ztráty informace (ve smyslu střední kvadratické chyby). Toho je docíleno projekcí vstupních dat do ortogonálních bázevých vektorů, tedy rozkladem kovarianční matice vstupního signálu na vlastní čísla a vektory. Transformaci vstupního vektoru \mathbf{s} , jehož střední hodnota je rovná nule lze definovat dle rovnice (4.16) nebo také (4.17) [25], [69]:

$$\mathbf{x} = \mathbf{s}^T \mathbf{U} = \mathbf{U}^T \mathbf{s}, \quad (4.16)$$

$$\mathbf{x}_i = \mathbf{s}^T \mathbf{u}_i = \mathbf{U}_i^T \mathbf{s}, \quad (4.17)$$

kde $\mathbf{s} = [s_1, s_2, \dots, s_n]^T$ je matice vstupních dat, $\mathbf{U} = [u_1, u_2, \dots, u_n]^T$ je transformační matice, \mathbf{u}_i je bázevý vektor a $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$ je vektor hlavních komponent, hodnoty \mathbf{x}_i jsou hlavní komponenty. Odhad bázevých vektorů lze vyřešit dle rovnice (4.18) [25], [69]:

$$\mathbf{C} \mathbf{u}_i = \lambda_i \mathbf{u}_i; \quad i = 1, 2, \dots, n. \quad (4.18)$$

Řešením rovnice je nalezení vektorů a čísel λ_i kovarianční matice \mathbf{C} . Vlastní čísla jsou seřazena sestupně od nejvyšších hodnot po nejnižší (od největšího rozptylu k nejmenšímu) $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_n$; $\lambda_1 = \lambda_{\max}$. Seřazením vektorů \mathbf{u}_i je možné vytvořit transformační matici \mathbf{U} , viz rovnice (4.19) [25], [69]:

$$\mathbf{C} \cdot \mathbf{U} = \mathbf{U} \cdot \mathbf{\Lambda}, \quad (4.19)$$

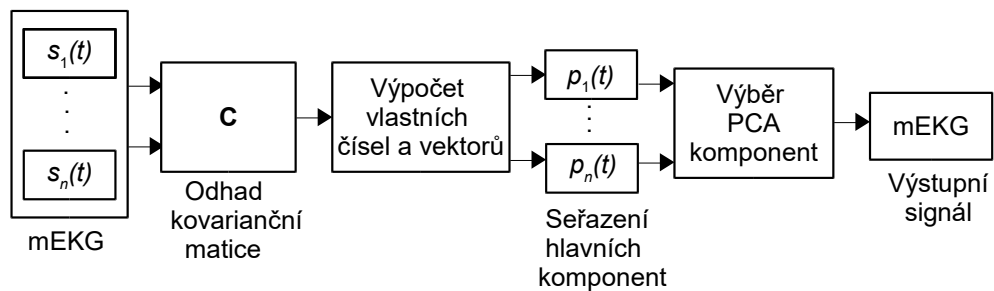
kde $\mathbf{\Lambda}$ je matice vlastních čísel $\lambda_1, \dots, \lambda_n$ umístěných na její diagonále, respektive sloupcové vektory \mathbf{u}_i , které vyhovují podmínce ortogonalit dle rovnice (4.20) [69]:

$$\mathbf{u}_i^T \cdot \mathbf{u}_j = \begin{cases} 1, & i = j, \\ 0, & i \neq j. \end{cases} \quad (4.20)$$

To znamená, že matice \mathbf{U} je identická (4.18) a může být vyjádřena zápisem (4.21) [69]:

$$\mathbf{U}^T \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{U} = \mathbf{U} \mathbf{\Lambda}. \quad (4.21)$$

Princip metody PCA je znázorněn na Obr. 7 jedná se o vylepšení mateřské komponenty, která je na vstupu metody PCA rozložená do stavově-prostorové reprezentace [25], [69].



Obr. 7: Schéma metody PCA pro vylepšení mateřské komponenty. Vstupní mateřská komponenta je rozložena do stavově-prostorové reprezentace. Pomocí PCA metody jsou určeny hlavní komponenty. Dále jsou vybrány jen vhodné komponenty, jejichž součet vytvoří vylepšené mEKG.

4.5 Vlnková transformace

Metoda vlnkové transformace (WT) je podobná Fourierově transformaci (FT). Metoda FT má však mnoho omezení při zpracovávání nestacionárních signálů. Proto je vhodné pro analýzu těchto nestacionárních nebo vícesložkových signálů v časově-frekvenční oblasti využít právě metodu WT. Cílem metody je dekompozice signálu vhodnou změnou šířky mateřské vlnky v čase a také vhodnou volbou tvaru vlnky dosáhnout optimálního poměru rozlišitelnosti v čase a frekvenci. Dekompozice signálu představují pomalu se měnící vlastnosti signálu ve spodních kmitočtových pásmech (vhodné je použít širší vlnku), a naopak rychle se měnící vlastnosti ve vyšších kmitočtových pásmech (vhodné je použít vlnku užší). Pomocí parametru měřítka s (dilatační škálový parametr) je možné měnit šířku vlnky a parametrem polohy τ (translační parametr) měnit umístění vlnky na časové ose. Mateřskou vlnku ψ lze definovat vztahem (4.22) [65], [70]:

$$\psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad (4.22)$$

kde zlomek $\frac{1}{\sqrt{s}}$ slouží k normalizaci energie vlnky při změnách měřítka. Vlnka musí mít nulovou střední hodnotu, finitní energii a vhodný frekvenční obsah [59], [64].

Existuje spojitá (CWT) a diskrétní (DWT) vlnková transformace. Spojitá je definována dle rovnice (4.23) [65], [70]:

$$WT(f) = F(s, \tau) = \hat{f}(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \overline{\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)} dt, \quad (4.23)$$

kde $\overline{\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)}$ doznačuje komplexně sdruženou funkci k $\psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right)$. Zpětná (inverzní) vlnková transformace je pak dána vztahem (4.24) [65], [70]:

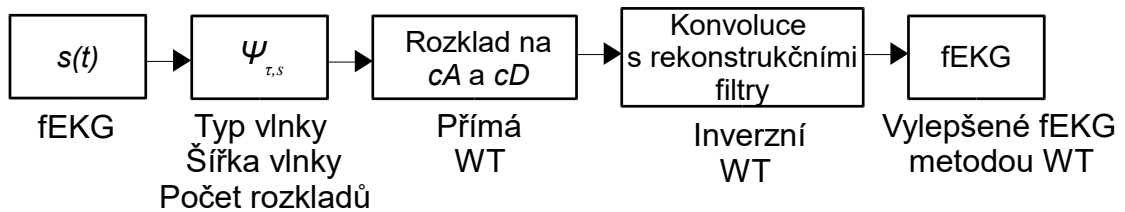
$$WT^{-1}(F) = f(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} \left(\int_{-\infty}^{\infty} F(s, \tau) \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) ds \right) d\tau. \quad (4.24)$$

Vlastnostmi CWT je linearita a invariance vzhledem k posunutí a k dilataci. Pro reálné zpracování signálu je prostor měřítek a translací $\{s, \tau\}$ transformován do diskrétní podoby a zavádí se DWT. Následně se celý proces opakuje pro hrubší měřítko. Přímá DWT je dána vztahem (4.25) [65], [70]:

$$c(j, k) = \sum_t f(t) \overline{\psi_{j,k}}(t) = 2^{\frac{j}{2}} \psi(2^j t - k), \quad (4.25)$$

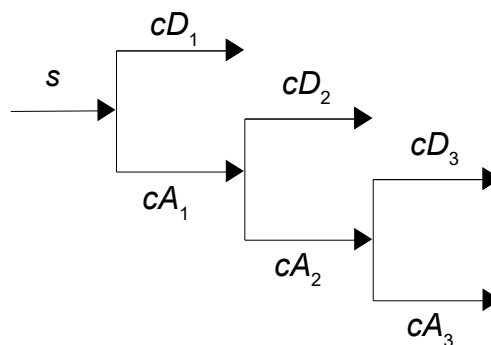
kde DWT využívá diadické mřížky, j je parametr měřítka a k parametr mřížky. Inverzní DWT je definována rovnicí (4.26). Princip DWT je zobrazen na Obr. 8 [65], [70].

$$f(t) = \sum_k \sum_j c(j, k) \psi_{j,k}(t). \quad (4.26)$$



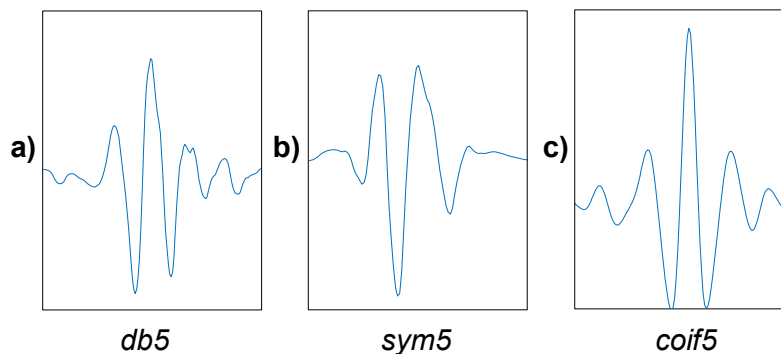
Obr. 8: Schéma principu DWT, kdy je potřeba nejdříve definovat typ, šířku vlnky a počet rozkladů. Dále probíhá rozklad na aproximační a detailní koeficienty. Inverzní DWT je pak prodloužení posloupnosti signálu pomocí těchto detailních a aproximačních koeficientů, které jsou na vstupu a provedení konvoluce s rekonstrukčními filtry. Vlnka se aplikuje na signál s nejmenším měřítkem a posunem nula, dále se pro nejmenší měřítko aplikuje jeden posun, a tak dále pro celý signál.

Principem DWT je rozklad na aproximační koeficienty cA (konvoluce posloupnosti 1D signálu s dolnoproustným filtrem) a detailní koeficienty cD (konvoluce posloupnosti 1D signálu s hornoproustným filtrem). Následně se provádí dynamické dělení podvzorkováním posloupnosti, ponechají se pouze sudé prvky. Tento multirozklad je znázorněn na Obr. 9. Inverzní DWT je pak analogická. Na vstupu jsou aproximační a detailní koeficienty, posloupnosti se prodlužují ze vzorků na dvojnásobnou délku vložím nul na pozice prvků s lichými indexy. Nakonec je provedena konvoluce s rekonstrukčními filtry [70].



Obr. 9: Schéma třístupňového multirozkladu diskretní posloupnosti s na aproximační a detailní koeficienty DWT.

Existuje několik typů mateřských vlnek, nejznámější z nich jsou *Mexican hat*, která má tvar druhé derivace průběhu hustoty pravděpodobnosti Gaussova rozdělení (nelze použít pro DWT). *Morletova* vlnka má tvar komplexní sinusoidy modulované Gaussovským oknem (není vhodná pro DWT). *Meyerova* vlnka je definována ve frekvenční doméně (nelze použít pro DWT, lze ji diskrétně aproximovat filtry). *Haarova* vlnka je jednoduchá, ale neumožňuje hladkou rekonstrukci signálu. Vlnka *Daubechies* je na rozdíl od předešlých asymetrická a ortogonální (lze ji použít pro DWT i CWT) [59]. Přehled základních typů vlnek je zobrazen na Obr. 10. [67].



Obr. 10: Přehled základních typů vlnek a) *Daubechies* vlnka, b) *Symlet* vlnka, c) *Coiflet* vlnka. Tyto vlnky jsou nejvhodnější pro zpracování fEKG, jelikož jsou velmi podobné QRS komplexu a energetické spektrum je soustředěno kolem nízkých frekvencí.

Neexistuje žádný univerzální způsob, jak zvolit typ vlnky. Volba vlnové transformace závisí na aplikaci. Výběr vlnky závisí především na signálu, který má být zpracován. Tento výběr je velmi důležitý pro získání dobrého výsledku. Pro zpracování fEKG je dle literární rešerše nejvhodnější použít *Daubechies*, *Symlet* nebo *Coiflet* vlnku. Tyto typy vlnek mají tvar podobný QRS komplexu a jejich energetické spektrum je soustředěno kolem nízkých frekvencí [64].

4.6 Prahování vlnkových koeficientů

Metoda prahování vlnkových koeficientů (WS) patří mezi nelineární vlnkové transformace využívající měkkého prahování pro odstranění šumu v signálu. Při tvrdém prahování se koeficienty

menší než prahová hodnota nahradí nulami dle zápisu (4.27) a u měkkého prahování se navíc ostatní hodnoty, tedy hodnoty větší než prahová hodnota posunou o velikost prahu směrem k nule (dochází k větší ztrátě energie) viz zápis (4.28) [71]:

$$\rho_{\lambda}^{\text{hard}}(c) \begin{cases} c & |c| \geq \lambda, \\ 0 & |c| < \lambda, \end{cases} \quad (4.27)$$

$$\rho_{\lambda}^{\text{soft}}(c) \begin{cases} c - \lambda & c \geq \lambda, \\ c + \lambda & c \leq -\lambda, \\ 0 & |c| < \lambda, \end{cases} \quad (4.28)$$

kde λ je prahová hodnota a c jsou koeficienty rozkladu přímé WT. Předpokládá se, že 1D signál $x(t)$ s přidaným šumem může být formulován jako (4.29) [66]:

$$x(t) = s(t) + \alpha w(t), \quad (4.29)$$

kde $x(t)$ reprezentuje pozorovaný signál obsahující šum, $s(t)$ je původní zdrojový signál, $w(t)$ Gaussovský bílý šum a α je parametr označující sílu šumu. V reálném EKG signálu je užitečný signál převážně nízkofrekvenční nebo stacionární, zatímco šum je převážně vysokofrekvenční [10], [66], [71].

Princip metody je založen na třech hlavních krocích. Nejdříve je provedena lineární, dopředná neboli přímá WT, poté je určena prahová hodnota a provedeno samotné prahování koeficientů, a nakonec dochází k lineární inverzní WT. Kvůli nelineárnímu zmenšení koeficientů v transformované doméně, je tato procedura odlišná od odrušovacích metod, které jsou zcela lineární. Nelineární zmenšení koeficientů pro odstranění šumu je považováno za neparametrickou metodu. Je tedy odlišné od parametrických metod, kdy musí být parametry odhadnuty *a priori* pro konkrétní model [10], [66].

Necht' W a W^{-1} označuje operátory dopředné, respektive inverzní WT. Dále $D(\cdot, \lambda)$ označuje operátor pro odstranění šumu s prahem λ . Pro určení hodnoty prahu Matlab nabízí čtyři funkce. Lze použít funkci *minimaxi*, *rigrsure*, *sqtwolog* nebo *heursure*. *Heursure* je heuristickou variantou kombinace *rigrsure* a *sqtwolog*. *Rigrsure* je adaptivní výběr prahu pomocí Steinova nestranného odhadu rizik (SURE) a *sqtwolog* je pevně stanovená hodnota prahu jako $\sqrt{2 \log N_s}$, kde N_s je délka signálu obsahující šum. Více informací o porovnání těchto prahovacích technik lze získat například ve studii Valencia a kol. z roku 2016 [71].

Cílem WS je tedy odstranit šum z pozorovaného signálu $x(t)$ a obnovit $\hat{s}(t)$ signál jako odhad zdrojového signálu $s(t)$. Souhrnný postup WS, který se skládá z výše zmíněných tří kroků, je uveden následovně dle rovnic (4.30), (4.31) a (4.32) [10], [66]:

$$\mathbf{y} = W(\mathbf{x}), \quad (4.30)$$

$$\mathbf{z} = D(\mathbf{y}, \lambda), \quad (4.31)$$

$$\hat{s}(t) = W^{-1}(\mathbf{z}). \quad (4.32)$$

kde \mathbf{y} je vektor koeficientů rozkladů přímé WT, W je operátor přímé WT, λ je prahová hodnota, D je operátor prahování, \mathbf{z} je vektor obsahující koeficienty upravené prahováním, $\hat{s}(t)$ je výstupní signál inverzní WT a prahování, W^{-1} je operátor inverzní WT [66].

Pro detailní odvození parametrů λ a D je potřeba zmínit další rovnice. Při daném prahu λ pro data U (v libovolné doméně) platí následující pravidlo pro nelineární prahování (4.33):

$$D(U, \lambda) = \text{sgn}(U) \max(0, |U| - \lambda), \quad (4.33)$$

kde operátor D nuluje všechny hodnoty U , pro které platí $|U| \leq \lambda$ a zmenšuje se směrem k počátku o hodnotu λ pro všechny hodnoty U , pro které platí $|U| > \lambda$, jak již bylo zmíněno u definice měkkého prahování (4.28) [66].

Třístupňový popis pomocí rovnic (4.30), (4.31) a (4.32) je vhodný, pokud může být hodnota prahu λ předem určena a závisí pouze na N_s , tedy délce signálu. Adaptivní prahová hodnota je pak definována dle vztahu (4.34) [66]:

$$\lambda = d(U). \quad (4.34)$$

Adaptivní práh jako je právě *rigsure* není závislý pouze na N_s , ale také na U (U opět představuje data v jakékoliv generické doméně), je vhodnější použít čtyřstupňový popis, viz rovnice (4.35), (4.36), (4.37) a (4.38) [66]:

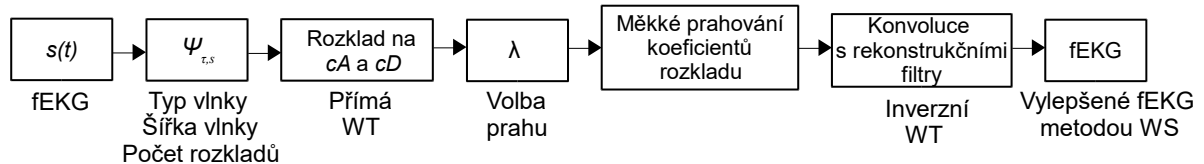
$$\mathbf{y} = W(x), \quad (4.35)$$

$$\lambda = d(Y), \quad (4.36)$$

$$\mathbf{z} = D(\mathbf{y}, \lambda), \quad (4.37)$$

$$\hat{s}(t) = W^{-1}(\mathbf{z}), \quad (4.38)$$

kde operátor d vybere práh v doméně koeficientů rozkladu Y a operátor D provádí prahování. Opět jako v předchozím případě \mathbf{y} je vektor koeficientů rozkladů přímé WT, W je operátor přímé WT, λ je prahová hodnota, D je operátor prahování, \mathbf{z} je vektor obsahující koeficienty upravené prahováním, $\hat{s}(t)$ je výstupní signál inverzní WT a prahování, W^{-1} je operátor inverzní WT. Schéma průběhu metody WS je znázorněno na Obr. 11 [10]. Je nutné zmínit, že na základě kombinací hodnot parametrů d a W lze dosáhnout několika různých druhů metody WS [66].



Obr. 11: Schéma principu metody WS. Nejdříve je zvolen typ a šířka vlnky, počet rozkladů. Dále je provedena lineární, dopředná neboli přímá WT, poté je určena prahová hodnota a provedeno samotné prahování koeficientů, a nakonec dochází k lineární inverzní WT.

5 Experimentální část

Cílem experimentální části je vytvoření hybridních metod a jejich implementace. Součástí je také testování metod na reálných datech, hodnocení a statistické porovnání dosažených výsledků jednotlivých metod. Výsledky byly hodnoceny z hlediska subjektivního, vizuálním hodnocením průběhů extrahovaných signálů. A z hlediska objektivního, vykreslením křivek variabilit srdeční tepové frekvence, určením statistických parametrů a vykreslením Bland-Altmanových grafů.

Prvním krokem experimentální části bylo zpracování samostatné metody ICA. Pomocí této samotné metody byly vybrány nejvhodnější kombinace elektrod pro každý záznam, na které pak byly aplikovány metody hybridní. Výsledky metody ICA slouží také k porovnání výsledků hybridních metod a ověření předpokladu, že kombinovanou metodou je možno docílit lepších výsledků než metodou samostatnou. Implementovány a testovány byly následující hybridní metody.

Vícekanálové metody:

- kombinace analýzy nezávislých komponent a vlnkové transformace (ICA-WT),
- kombinace analýzy nezávislých komponent a empirické modální dekompozice (ICA-EMD),
- kombinace analýzy nezávislých komponent a souboru empirické modální dekompozice (ICA-EEMD),
- kombinace analýzy nezávislých komponent, empirické modální dekompozice a vlnkové transformace (ICA-EMD-WT),
- kombinace analýzy nezávislých komponent, souboru empirické modální dekompozice a vlnkové transformace (ICA-EEMD-WT),
- kombinace analýzy nezávislých komponent, empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů (ICA-EMD-WS),
- kombinace analýzy nezávislých komponent, souboru empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů (ICA-EEMD-WS),
- kombinace analýzy nezávislých komponent, analýzy hlavních komponent a opětovná aplikace analýzy nezávislých komponent (ICA-PCA-ICA).

Jednokanálové metody:

- kombinace empirické modální dekompozice a vlnkové transformace (EMD-WT),
- kombinace souboru empirické modální dekompozice a vlnkové transformace (EEMD-WT),
- kombinace empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů (EMD-WS),
- kombinace souboru empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů (EEMD-WS).

Hybridní metody ICA-WT, ICA-EMD, ICA-EEMD, ICA-EMD-WT, ICA-EEMD-WT, ICA-EMD-WS, ICA-EEMD-WS a ICA-PCA-ICA vyžadují na vstupu minimálně dva aEKG signály.

Hybridní metody EMD-WT, EEMD-WT, EMD-WS, EEMD-WS jsou metody jednorázové a na vstup je tedy přiváděn pouze jeden aEKG signál. Byla testována také kombinace metody nezávislých komponent a metody prahování vlnkových koeficientů (ICA-WS), avšak tato kombinace nedosáhla dobrých výsledků, a tak nebyla dále analyzována. Výsledné grafy jsou vykresleny v tzv. normovaných jednotkách, jedná se o bezrozměrnou veličinu, která je stanovena jako poměr velikosti signálu extrahovaného danou metodou ku velikosti vstupního aEKG signálu.

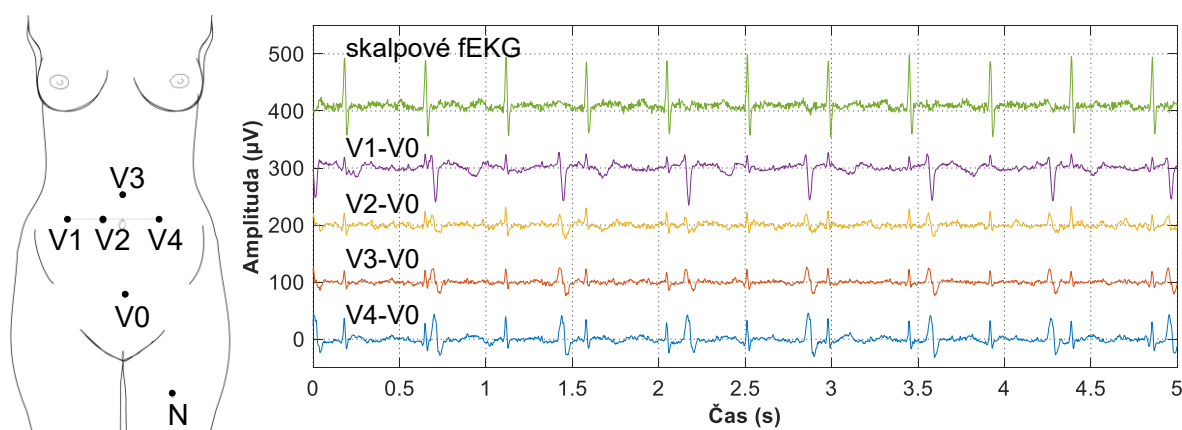
Součástí praktické části je také realizace grafického uživatelského rozhraní (GUI) vytvořeného v programovacím prostředí Matlab. Rozhraní umožňuje načtení, zpracování signálu hybridními metodami, analýzu v časové i frekvenční oblasti a statistické hodnocení extrahovaného fEKG signálu.

5.1 Data pro testování

Pro testování hybridních metod byly vybrány reálné záznamy získané od dvanácti různých žen mezi 38. a 41. týdnem těhotenství. Záznamy byly extrahovány pomocí čtyřech abdominálních elektrod, součástí všech záznamů je referenční záznam ze skalpové elektrody. Signály byly zaznamenány pomocí systému pro pořízení a analýzu fetálního elektrokardiogramu KOMPOREL (ITAM Institut, Zabrze, Polsko). Pět z dvanácti záznamů je dostupných v databázi ADFECGDB PhysioNet [40], [69].

Čtyři snímací elektrody byly umístěny v abdominální oblasti, skalpová elektroda byla umístěna nad oblastí *Symphysis pubica* a společná zemnicí elektroda byla umístěna na levé noze. Vzorkovací frekvence byla u pěti záznamů 1 000 Hz, u dalších sedmi záznamů 500 Hz, šířka pásma 1–150 Hz a rozlišení 16 bitů. Pro povrchové abdominální snímání byly použity Ag-AgCl elektrody a pro invazivní skalpové snímání spirálová elektroda [69].

Kromě užitečných signálů jsou součástí také rušivé signály. Nejčastěji je zdrojem rušivých signálů svalová aktivita dělohy, pohyby matky nebo ztráta kontaktu skalpové elektrody s hlavičkou plodu, což způsobí dočasnou ztrátu signálu. Proto byly vybrány jen kratší, pětiminutové úseky bez ztráty signálu. Ukázka aEKG signálů, referenčního fEKG signálu a rozmístění elektrod je na Obr. 12 [69].



Obr. 12: Ukázka filtrovaných aEKG signálů, referenčního fEKG signálu a rozmístění elektrod pro záznam r01. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, skalpová elektroda je na obrázku značena jako V0, signál je extrahován z hlavičky plodu a N je aktivní zem.

Součástí jsou také anotace, které obsahují markery přesně označující umístění R kmitů. Tyto R kmity byly pro záznamy r01, r04, r07, r08 a r10 stanoveny on-line analýzou systémem KOMPOREL

a následně byla správnost umístění markerů ověřena skupinou kardiologů. Tyto záznamy obsahují odlehle hodnoty. U záznamů r02, r03, r05, r06, r09, r11 a r12 bylo potřeba provést detekci R kmitů. Celkem všechny záznamy obsahují 5 165 mateřských QRS komplexů a 7 863 plodových QRS komplexů.

5.2 Variabilita tepové frekvence

Plodová variabilita tepové frekvence (fHRV) je určení aktuální hodnoty fHR mezi jednotlivými R kmity v celém záznamu. Nejdříve je nutné detekovat R kmit a stanovit RR intervaly. Z těchto intervalů je pak potřeba stanovit aktuální tepové frekvence mezi jednotlivými R kmity. Pozice R kmitů je stanovena pomocí přesného detektoru, který využívá komplexní WT a vlnku *Daubechies* pro nalezení všech lokálních minim a maxim. Následně je proveden klouzavý průměr pro hodnoty získané metodou. Klouzavý průměr je časová řada vytvořená pomocí průměru několika sekvenčních hodnot jiné časové řady. Jedná se o výpočet průměru určitého počtu vzorků vstupního signálu a vytvoření jediného výstupního bodu. V tomto případě byla zvolena velikost okna 30 vzorků. Tato hodnota se běžně používá v klinické praxi. Na základě klouzavých průměrů byly vytvořeny průběhy fHRV a srovnány s anotacemi, kde jsou R kmity stanovené odborníky [69].

5.3 Statistická analýza

Ke statistickému vyhodnocení přesnosti detekce fHRV lze využít Bland-Altmanovy grafy. Tyto grafy se velice často používají k hodnocení dvou metod lékařského měření. V této práci se porovnávají výsledky měření fHRV, tedy fHRV stanovené metodou a fHRV stanovené dle anotace. Předpokladem je, že výsledky obou měření jsou nezávislé.

Nejdříve dochází k určení rozdílů dvou měření a určení střední hodnoty těchto rozdílů, poté jsou stanoveny 95% limity přijetí jako *střední hodnota* $\pm 1,96 SD$ (kde *SD* je směrodatná odchylka). Jedná se o odhad intervalu, v němž lze očekávat, že leží 95 % hodnot rozdílů. Jestliže leží hodnoty stanovených rozdílů v tomto limitu, jedná se o přijatelný výsledek, jinak je hodnota označena jako chyba. V grafické podobě označuje svislá osa hodnoty vektoru diferencí, které jsou stanoveny jako *metoda – reference* a vodorovná osa hodnoty vektoru průměrů diferencí, které jsou stanoveny jako $(metoda + reference)/2$, kdy *reference* značí hodnoty fHRV referenční anotace a *metoda* značí hodnoty fHRV testované metody. Samotné vykreslení zahrnuje tři osy, horní stanovuje limit přijetí *střední hodnota* $+1,96 SD$, prostřední určuje střední hodnotu diferencí a spodní stanovuje limit přijetí *střední hodnota* $-1,96 SD$. Vykreslená data lze interpretovat tak, že čím blíže je osa průměru a výsledky blíže nule, tím je mezi měřenými veličinami lepší korelace [69].

Dále lze určit *n* – celkový počet fQRS komplexů v záznamu. Tato hodnota je stanovena dle anotace poskytnuté odborníky. Parametr *FN* označuje falešně negativní detekce (False Negative), metoda nedetekuje fQRS komplex, který se reálně v signálu vyskytuje a *FP* – falešně pozitivní (False Positive), metoda detekuje fQRS komplex, který se reálně v signálu nevyskytuje. Dále je možné určit *TP* – správné detekce (True Positive), správně detekovaný fQRS komplex metodou jako $n - (FN + FP)$. Také lze určit parametr *ACC* – přesnost neboli pravděpodobnost správné detekce (Accuracy), definována vztahem (5.1), parametr *Se* – senzitivita (Sensitivity) je citlivost metody, je definována dle vztahu (5.2), parametr *PPV* – pozitivní prediktivní hodnotu (Positive Predictive Value),

dána vztahem (5.3) a $F1$ značí celkovou přesnost, vypočítána jako harmonický průměr mezi Se a PPV (5.4). V grafické podobě se FP hodnoty nacházejí nad horní hranicí limitu přijetí a FN hodnoty se nacházejí pod spodní hranicí limitu přijetí [69]:

$$ACC = \frac{TP}{TP + FP + FN} \cdot 100, \quad (5.1)$$

$$SE = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100, \quad (5.2)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100, \quad (5.3)$$

$$F1 = 2 \cdot \frac{PPV \cdot Se}{PPV + Se} = \frac{2 \cdot TP}{2 \cdot TP + FP + FN} \cdot 100. \quad (5.4)$$

5.4 Grafické uživatelské rozhraní

Výstupem experimentální části práce je také realizace grafického uživatelského rozhraní (GUI), viz Obr. 18. Vývojový diagram programu je zobrazen na Obr. 17. Realizované GUI umožňuje testování všech hybridních metod, ale také samotné ICA metody. Program obsahuje modul pro volbu metody, načtení anotace (stanovené pozice R kmitů pro daný záznam odborníky) a načtení aEKG a referenčního fEKG signálu, viz Obr. 13.

Modul pro načtení také zobrazuje názvy načtených signálů, délku signálů v sekundách, vzorkovací frekvenci a základní popis metody. Vzorkovací frekvenci není nutné volit, ta se nastaví automaticky.

Dále obsahuje modul pro zobrazení původních aEKG signálů, zobrazení referenčního skalpového fEKG záznamu, zpracování a zobrazení extrahovaného fEKG hybridní metodou (předzpracování a implementace vybrané hybridní metody). Je tak tedy možné porovnat extrahované fEKG s ideálním. Rovněž je možné zobrazit průběh fHRV a zároveň jej srovnat s anotací. Kromě srovnání signálů v časové oblasti, umožňuje program také srovnání signálů ve frekvenční oblasti. Kliknutím na tlačítko *Analýza ve frekvenční oblasti* dojde k vykreslení frekvenčních spekter a spektrogramů pro ideální fEKG a fEKG extrahované vybranou metodou, viz Obr. 19.

Minimální počet vstupních aEKG signálů se liší v závislosti na volbě metody. Hybridní metoda, jejíž součástí je metoda ICA vyžaduje alespoň dva vstupní aEKG signály. Hybridní metoda, která zpracovává vstupní signály nejprve metodou EMD nebo EEMD je jednokanálová a na vstupu vyžaduje pouze jeden aEKG záznam. Pokud uživatel načte špatný počet signálů, program zobrazí varování a metoda se neprovede. Metoda se neprovede také v případě, že není načtena anotace, aEKG záznam nebo referenční fEKG záznam. Dále se metoda neprovede v případě, že se vzorkovací frekvence aEKG signálu a referenčního fEKG liší. Varování se zobrazí i v případě, že uživatel zvolí uložit signály, ale nejsou vybrány žádné signály pro uložení nebo v případě, že uživatel nezvolí typ vlnky nebo počet rozkladů u metody WT nebo WS.

Volba metody:

ICA-WT

Načíst anotaci

Název: r01_annotation.m

Popis metody

Hybridní metoda ICA-WT funguje na principu extrakce odhadu plodové komponenty metodou ICA. Odhadnutá plodová komponenta obsahuje zbytky mateřské komponenty, které mohou být odstraněny aplikací WT. Metoda vyžaduje alespoň dva vstupní aEKG signály.

Načtení signálů:

Načtení aEKG záznamů

Název: r01_aECG_1.mat
r01_aECG_2.mat
r01_aECG_4.mat

Délka signálu (s): 300

Vzorkovací frekvence (Hz): 1000

Načtení referenčního fEKG

Název: r01_fECG.mat

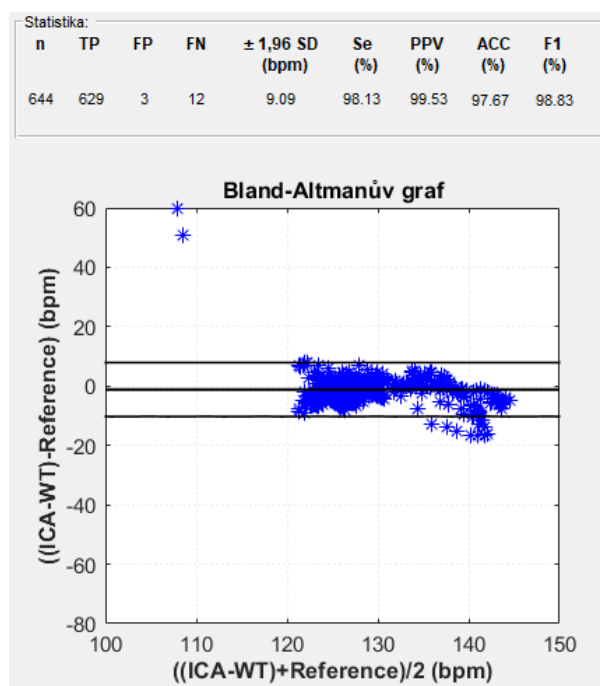
Délka signálu (s): 300

Vzorkovací frekvence (Hz): 1000

Clear OK

Obr. 13: Modul pro načtení dat a volbu hybridní metody.

Modul pro statistické hodnocení zahrnuje celkový počet fQRS komplexů – n , TP – počet správně detekovaných fQRS komplexů, FN – falešně negativní detekce fQRS komplexů, FP – falešně pozitivní detekce fQRS komplexů, ACC – přesnost neboli pravděpodobnost správné detekce, Se – senzitivitu metody, PPV – pozitivní prediktivní hodnotu a $F1$ značící celkovou přesnost metody. Pomocí programu lze také vykreslit Bland-Altmanův graf, viz Obr. 14.



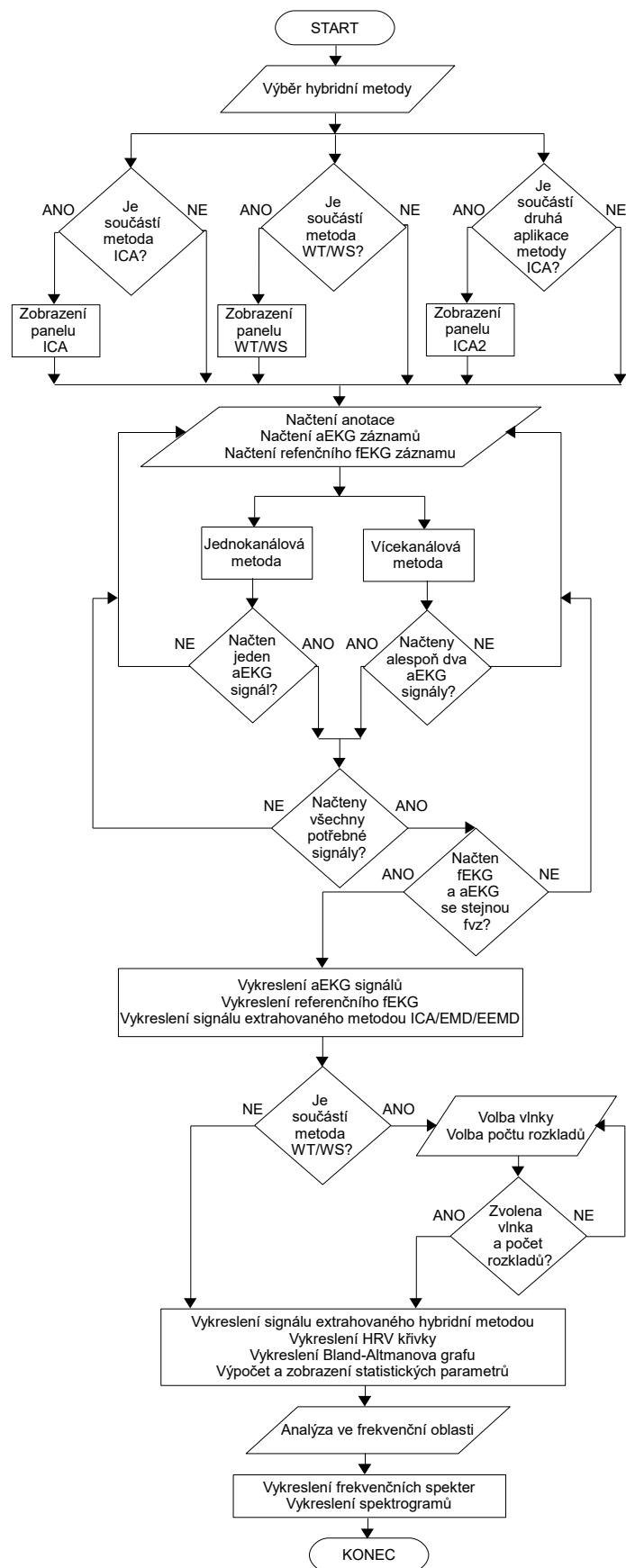
Obr. 14: Modul pro statistické hodnocení a vykreslení Bland-Altmanova grafu.

Součástí je modul pro uložení signálu ve formátu *.mat* nebo grafu, viz Obr. 15. V případě volby uložení grafu se otevrou nová okna s vybranými grafy a je tak možné je uložit v libovolném formátu, který je v prostředí Matlabu dostupný. Signály vybrány k uložení se uloží do složky *Ukládání_signalu*. Tlačítko *Ukončit* slouží k uzavření programu, tlačítko *Reset* vymaže všechny hodnoty hodnotících parametrů, smaže grafy, vyčistí command window a workspace. Tlačítko *Clear* slouží k vymazání grafů, hodnotících parametrů a vymazání načtených vstupních záznamů, takže je možné načíst nové, aniž by musela být znovu volena metoda.

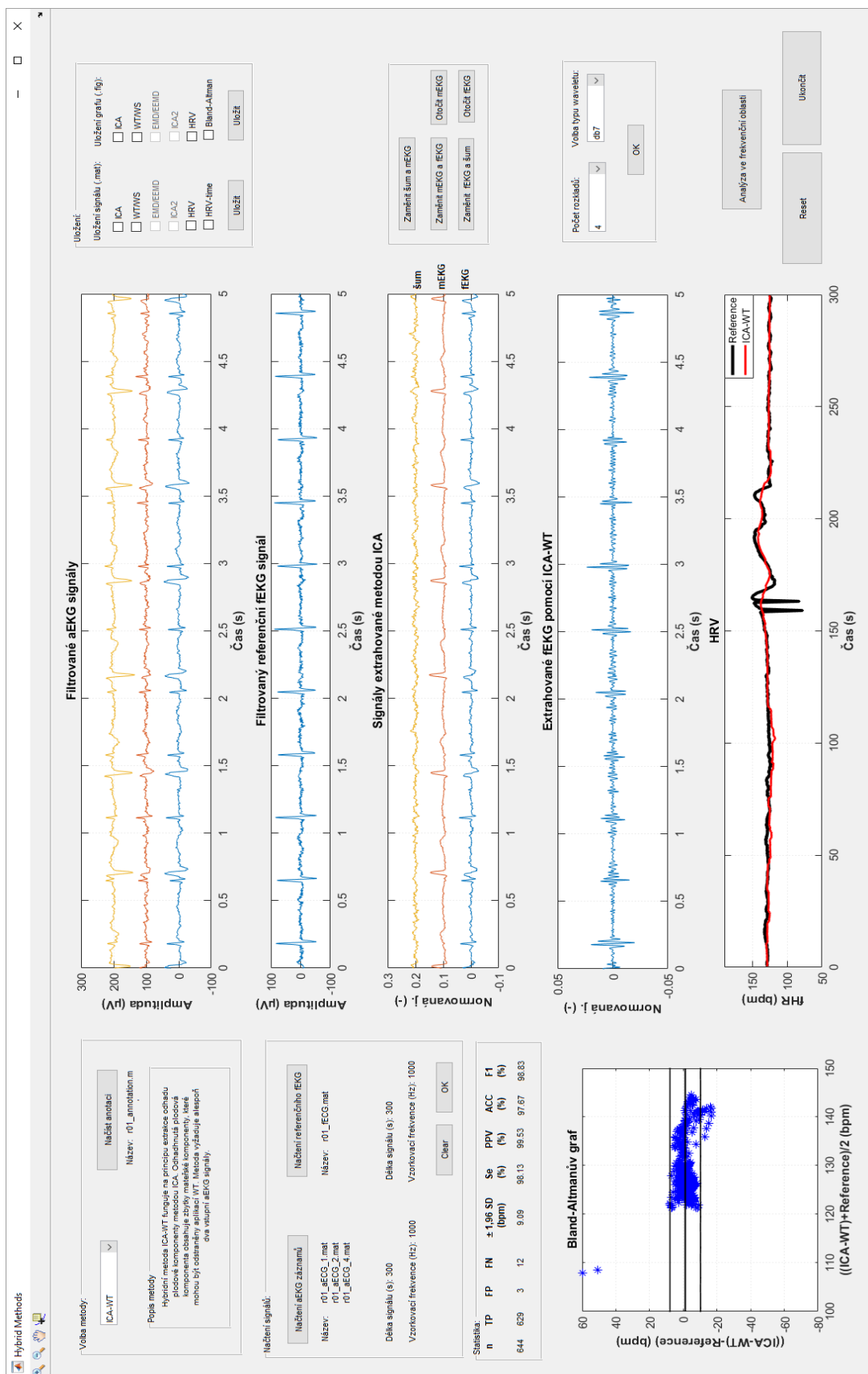
Obr. 15: Modul pro ukládání signálů ve formátu *.mat* a pro uložení grafického výstupu.

Pokud hybridní metoda zahrnuje metodu ICA zobrazí se panel s tlačítky pro otočení fEKG i mEKG komponenty a tlačítka pro zaměnění šumu, mEKG a fEKG, viz Obr. 16 a), jelikož metoda ICA komponenty seřazuje náhodně a pozměňuje je v amplitudě. Pomocí těchto tlačítek je potřeba komponenty vhodně upravit před dalším zpracováním. (Pokud dojde k zaměnění šumu a mateřské komponenty nebo k otočení mateřské komponenty u všech metod kromě ICA-PCA-ICA, zůstane výsledek stejný, jelikož je další metoda aplikována na fEKG, které v tomto případě nebylo změněno. Je-li však zpracovávána metoda ICA-PCA-ICA a v prvním modulu je otočeno mEKG, zaměněn šum a mEKG nebo fEKG a mEKG, provede se metoda automaticky znova, jelikož je další metoda aplikována na mEKG, které bylo v tomto případě změněno. Ve druhém modulu pro metodu ICA-PCA-ICA pro upravení komponent ICA je to již stejné jako v prvním případě. Dojde-li k zaměnění šumu a mateřské komponenty nebo k otočení mateřské komponenty, zůstane výsledek stejný, jelikož je další metoda aplikována na fEKG, které v tomto případě nebylo změněno.) Pokud je součástí hybridní metody metoda WS nebo WT zobrazí se panel pro volbu počtu rozkladů a typu vlnky, viz Obr. 16 b). Některé metody (obzvláště metoda EEMD, doba výpočtu je přibližně 8 minut) jsou výpočetně náročné a je tedy vhodné sledovat upozornění *Probíhá výpočet, prosím čekejte* v pravém dolním rohu.

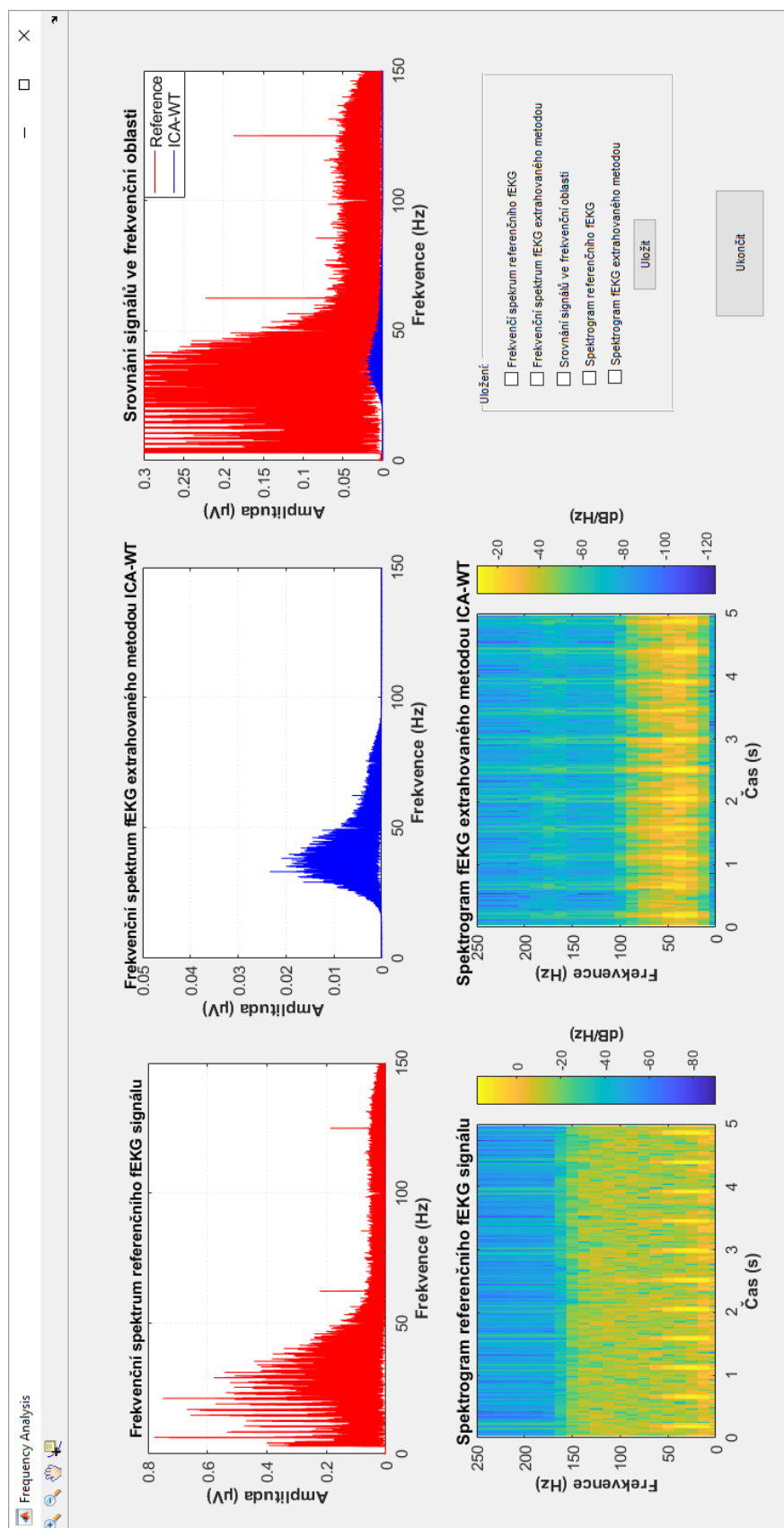
Obr. 16: Ukázka a) panelu pro vhodné upravení signálu extrahovaných metodou ICA a b) panelu pro volbu počtu rozkladů a typu vlnky pro metodu WT nebo WS.



Obr. 17: Vývojový diagram aplikace.



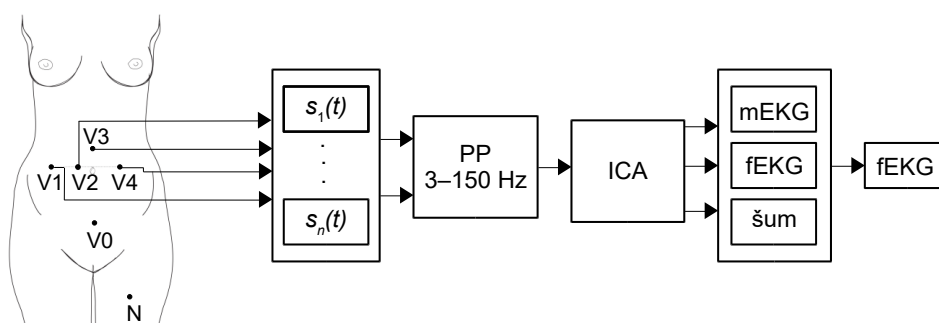
Obr. 18: Grafické uživatelské rozhraní pro testování hybridních metod – srovnání signálů v časové oblasti a statistické srovnání.



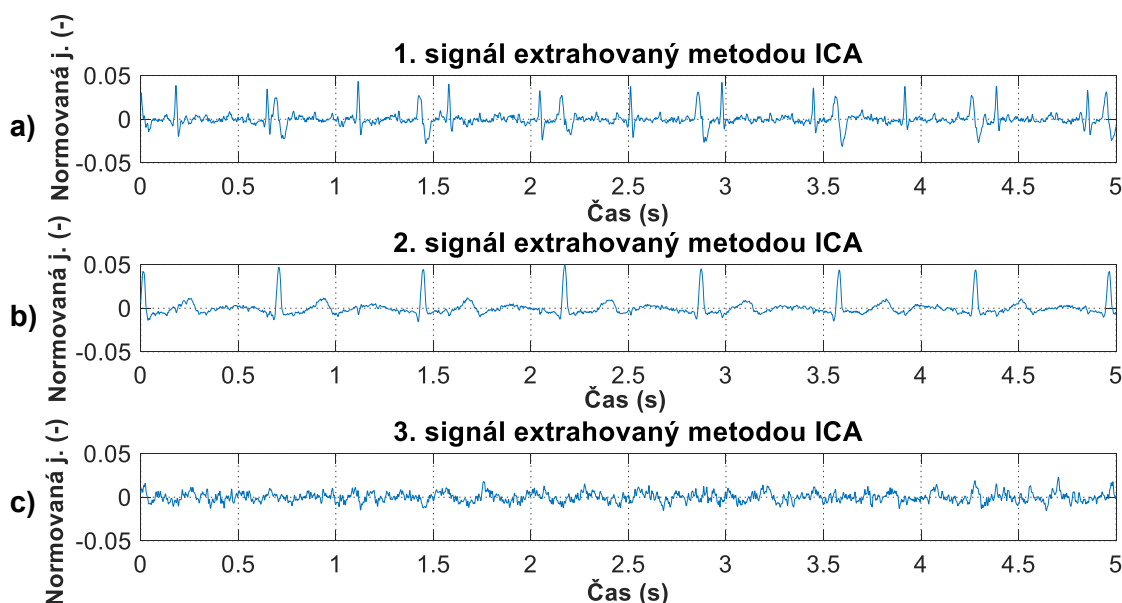
Obr. 19: Grafické uživatelské rozhraní pro testování hybridních metod – srovnání signálů ve frekvenční oblasti.

5.5 Analýza nezávislých komponent

Metoda ICA dokáže rozložit vstupní aEKG signály na navzájem nezávislé negaussovske komponenty. V této práci bylo využito rozkladu na tři komponenty, které měly nejčastěji charakter šumu, mEKG a odhad fEKG se zůstatky mEKG. Na poslední zmíněnou komponentu pak byly aplikovány další metody s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Rozklad na větší počet komponent neměl smysl, jelikož se jednalo o signály s charakterem šumu. Nevýhodou metody ICA je, že se komponenty seřazují náhodně a mohou být amplitudově pozměněny, před dalším zpracováním je tedy nutné komponenty správně upravit. Schématický princip metody ICA včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 20. Ukázka tří extrahovaných signálů metodou ICA je na Obr. 21.



Obr. 20: Schéma zobrazující princip metody ICA. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí rozsahu 3–150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izolácie, následně je aplikována metoda ICA, která signal rozloží na 3 komponenty. Nejčastěji mají tyto tři komponenty charakter šumu, mEKG a fEKG, které ještě obsahuje zůstatky mEKG. Pro další zpracování je vybrána právě tato fEKG komponenta. Skalpová elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.

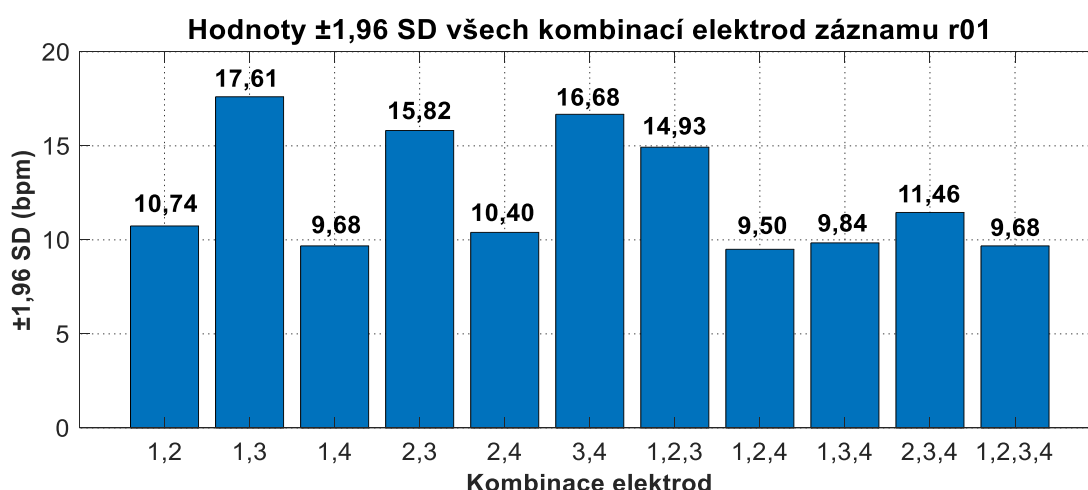


Obr. 21: Signály extrahované metodou ICA pro záznam r01 a) fEKG se zůstatky mEKG, b) mEKG a c) šum.

Důvodem, proč byla samostatná metoda ICA zpracovávána je především zjištění nejvhodnější kombinace elektrod pro každý záznam dle hodnoty $\pm 1,96 SD$. Stanovené hodnoty $\pm 1,96 SD$ pro všechny záznamy a všechny kombinace jsou zobrazeny v Tab. 3. Na Obr. 22 je znázorněn sloupcový graf hodnot $\pm 1,96 SD$ pro všechny kombinace záznamu r01. Dle výsledků prezentovaných v Tab. 3 byly pro další zpracování využity následující kombinace elektrod. Pro záznamy r01 a r09 kombinace 1, 2, 4, pro záznam r02 kombinace 2, 3, 4, pro záznam r03 kombinace 1, 3, pro záznamy r04, r05 a r08 kombinace 1, 4, pro záznamy r06 a r10 kombinace 2, 3, pro záznamy r07 a r12 kombinace 1,2 a pro záznam r11 kombinace 1, 2, 3, 4. Metoda sloužila také pro srovnání výkonnosti jednotlivých hybridních metod a ověření předpokladu, že kombinovanou metodou je možno docílit lepších výsledků než metodou samostatnou.

Tab. 3: Stanovení hodnoty $\pm 1,96 SD$ pro 11 možných kombinací elektrod pro všech 12 záznamů. Hodnoty jsou určeny v bpm. Nejnižší hodnoty, a tedy nejvhodnější kombinace pro daný záznam jsou v tabulce zvýrazněny.

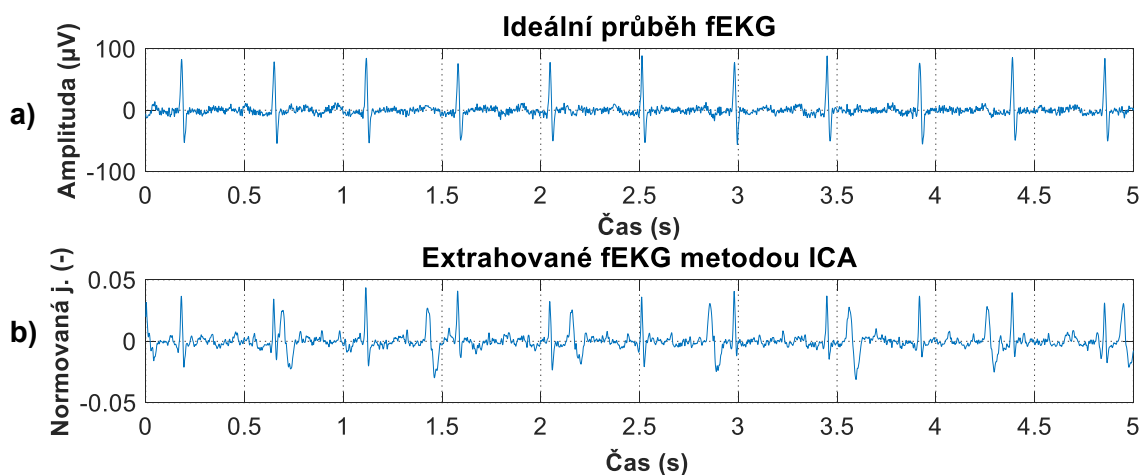
Kombinace elektrod	Záznamy											
	r01	r02	r03	r04	r05	r06	r07	r08	r09	r10	r11	r12
1, 2	10,74	25,67	21,95	24,55	17,35	26,57	15,30	13,25	18,26	28,73	43,47	23,32
1, 3	17,61	26,93	21,34	18,44	15,03	21,97	17,93	24,76	19,18	29,28	40,24	24,35
1, 4	9,68	24,03	21,75	16,98	13,13	23,22	18,08	10,05	14,33	31,27	49,96	24,45
2, 3	15,82	28,25	22,24	24,83	14,95	20,60	16,56	11,29	19,88	27,66	42,47	23,61
2, 4	10,40	18,93	21,74	24,88	13,75	23,22	16,08	18,92	17,56	31,61	46,46	24,51
3, 4	16,68	26,96	21,75	17,79	13,90	23,47	16,60	12,77	18,84	35,02	51,54	24,32
1, 2, 3	14,93	26,97	21,95	25,86	15,94	26,63	16,24	17,59	19,57	27,71	44,91	23,59
1, 2, 4	9,50	24,04	21,75	25,46	13,24	23,22	16,19	10,08	14,24	31,75	48,82	28,91
1, 3, 4	9,84	28,27	21,75	18,52	16,17	23,22	18,08	10,11	16,41	31,59	39,43	24,51
2, 3, 4	11,46	18,89	21,75	25,20	15,64	23,22	16,09	11,23	19,05	31,95	51,13	24,51
1, 2, 3, 4	9,68	25,41	21,75	23,81	15,43	23,56	17,88	21,36	16,68	31,59	38,49	24,27



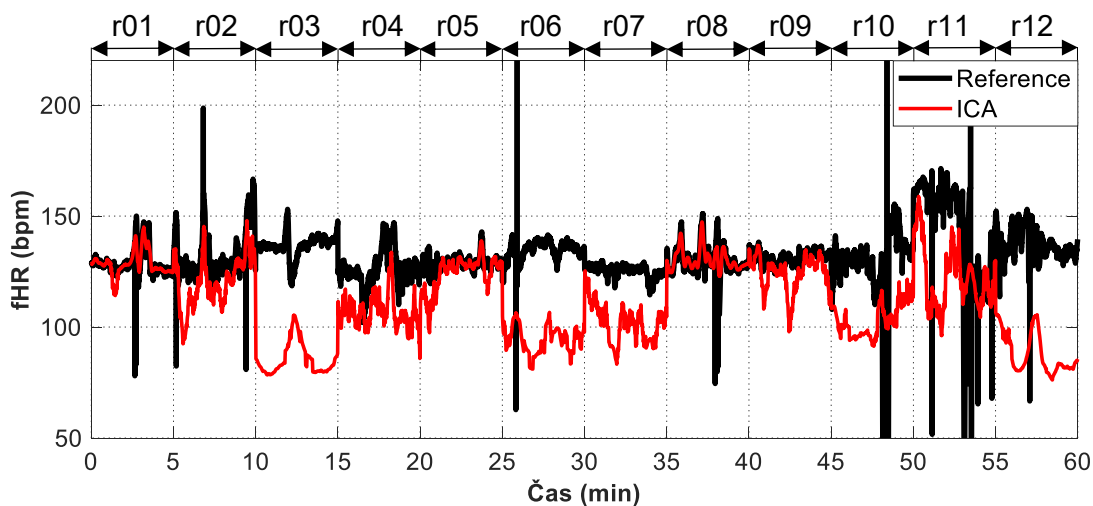
Obr. 22: Grafické zobrazení hodnot $\pm 1,96 SD$ pro všech 11 kombinací elektrod záznamu r01. Nejvhodnější variantou je kombinace první, druhé a čtvrté elektrody s hodnotou 9,50 bpm.

5.5.1 Hodnocení

Výstupem metody ICA je odhad plodové komponenty, který ještě obsahuje zůstatky mEKG, ty by měly být aplikací další metody minimalizovány. Ukázka výstupu kombinace metod ICA a WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 23. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 24. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 4.



Obr. 23: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného metodou ICA. Záznam získaný metodou ICA obsahuje zbytkové mEKG.



Obr. 24: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA všech záznamů a jejich referencí.

Tab. 4: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA.

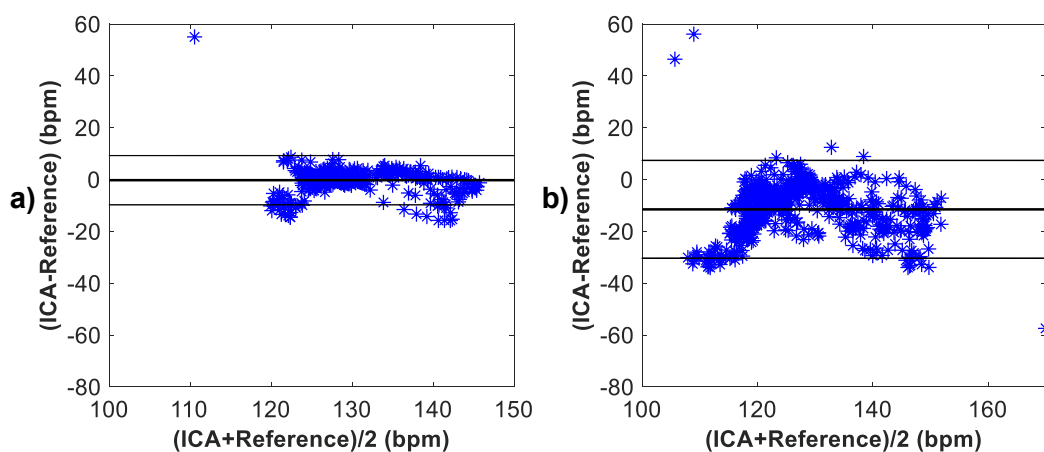
Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96\text{ SD}$ (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	617	2	25	9,50	96,11	99,68	95,81	97,86
r02	660	631	5	24	18,89	96,34	99,21	95,61	97,75
r03	684	627	56	1	21,34	99,84	91,80	91,67	95,65
r04	632	585	17	30	16,98	95,12	97,18	92,56	96,14
r05	645	612	0	33	13,13	94,88	100,00	94,88	97,37
r06	674	664	7	3	20,60	99,55	98,96	98,52	99,25
r07	627	591	23	13	15,30	97,85	96,25	94,26	97,04
r08	651	625	15	11	10,05	98,27	97,66	96,01	97,69
r09	657	610	0	47	14,24	92,85	100,00	92,85	96,29
r10	637	630	7	0	27,66	100,00	98,90	98,90	99,45
r11	705	692	7	6	38,49	99,14	99,00	98,16	99,07
r12	685	660	24	1	23,32	99,85	96,49	96,35	98,14

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 4 zvýrazněny. Dle Tab. 4 je možné určit, že metoda ICA pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05, r07 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r05 a r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *F1* pracuje metoda ICA správně u všech záznamů.

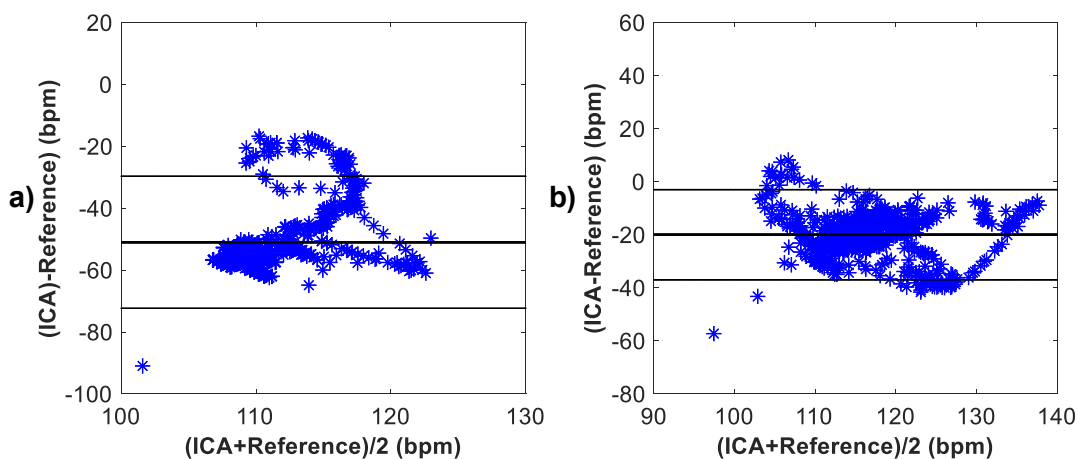
Dle Obr. 24 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla metoda ICA u záznamů r01, r05 a r08, které nejlépe kopírují trend fHRV křivky anotace. Průměrných výsledků u záznamů r02, r04 a r09 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

Bland-Altmanovy grafy pro metodu ICA jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 25, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 26, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 27, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 28, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 29, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 30.

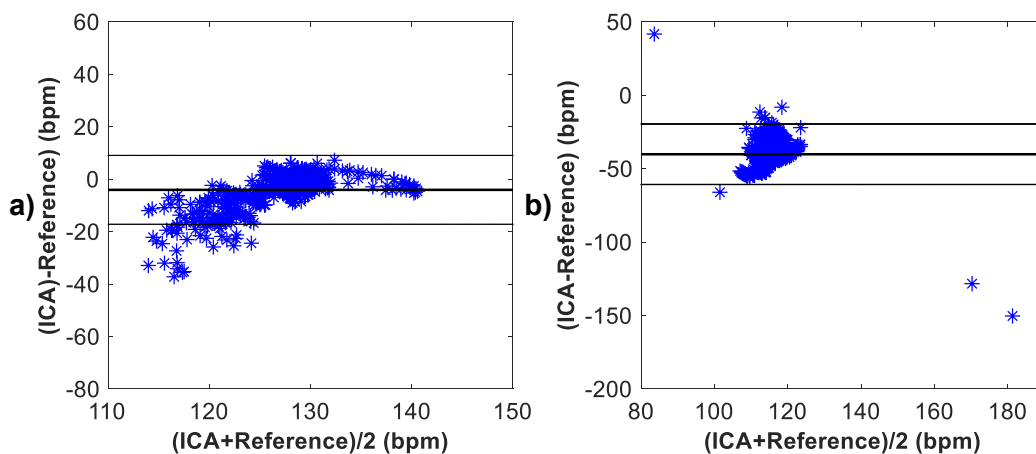
Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že metoda ICA dosáhla dobrých výsledků pouze u záznamů r01, r05 a r08. U záznamů r02 a r09 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r04, r06, r07, r10, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.



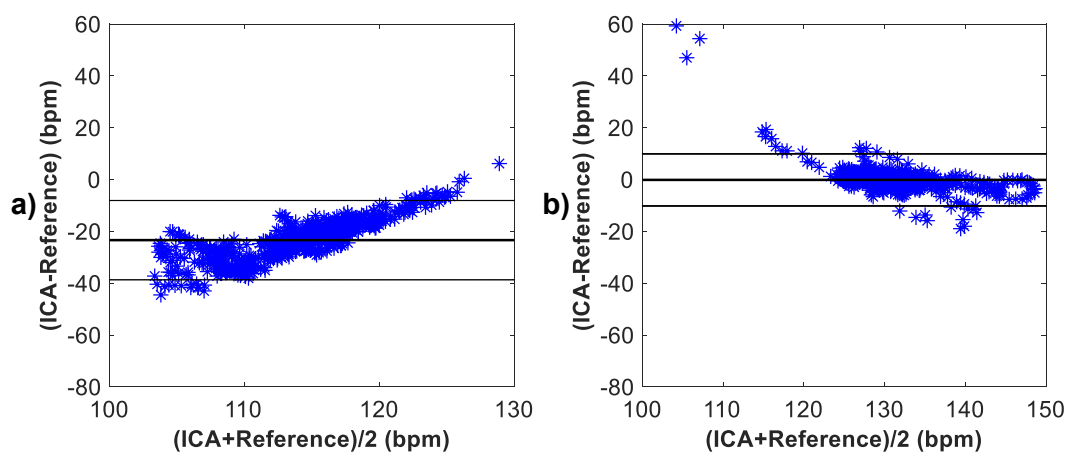
Obr. 25: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



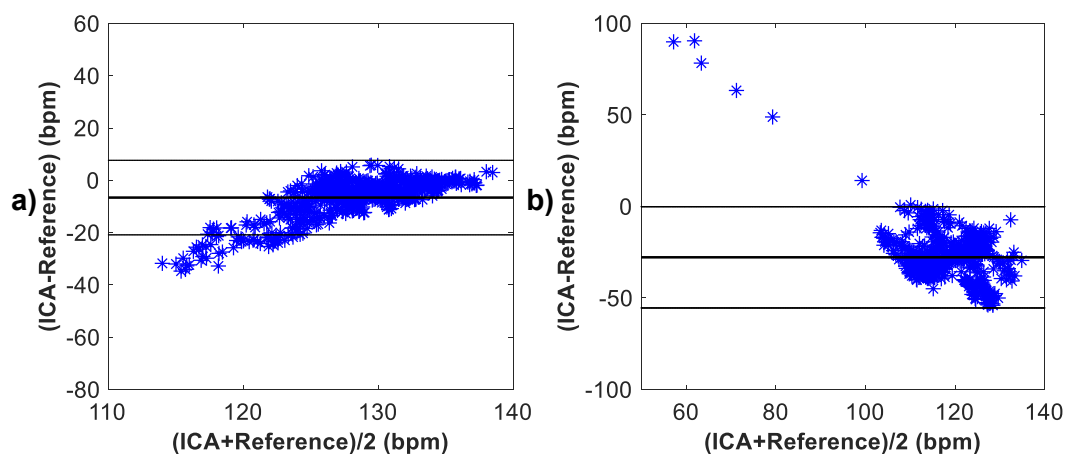
Obr. 26: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



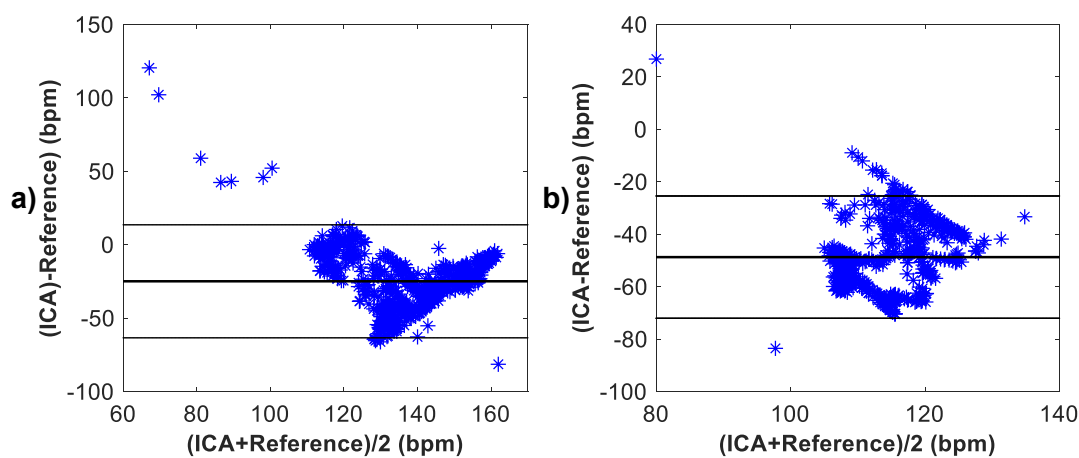
Obr. 27: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 28: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



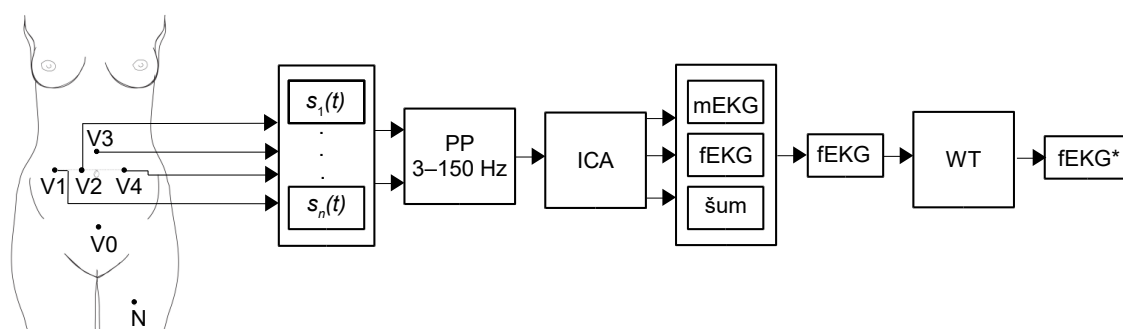
Obr. 29: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



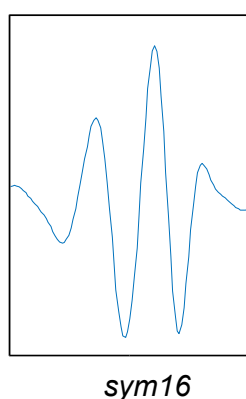
Obr. 30: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

5.6 Kombinace analýzy nezávislých komponent a vlnkové transformace

Kombinace metod ICA a WT funguje na principu rozložení vstupního aEKG signálu na tři komponenty pomocí metody ICA. Druhým krokem je aplikace metody WT na odhad fEKG se zůstatky mEKG extrahovaného metodou ICA s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Cílem je vhodně definovat počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficienty. Schématický princip kombinace metod ICA a WT včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 31. V této práci byly testovány hodnoty rozkladové úrovně 4 a 5 a vlnky typu *coif*, *sym*, *db*. Jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *sym16* a 4 úrovně rozkladu, vlnka je zobrazena na Obr. 32. Výsledky této kombinace jsou zpracovány níže. Výsledky druhé nejvhodnější extrakce pomocí vlnky *db7* lze nalézt v [Příloha B](#).



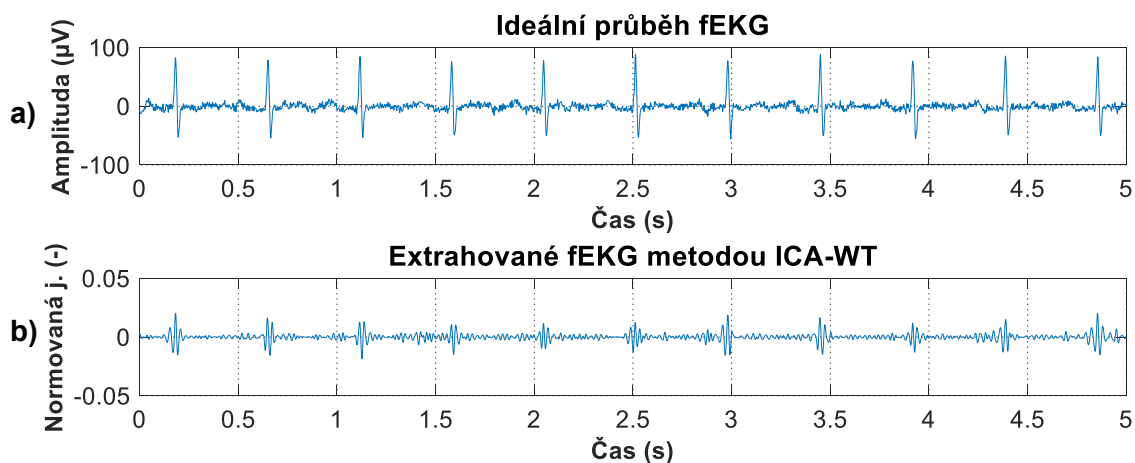
Obr. 31: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA a WT. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izoliny, následně je aplikována metoda ICA, která signál rozloží na 3 komponenty. Poté je na fEKG, které ještě obsahuje zůstatky mEKG aplikována metoda WT s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Signál fEKG* symbolizuje vylepšenou variantu fEKG po aplikaci metody WT. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.



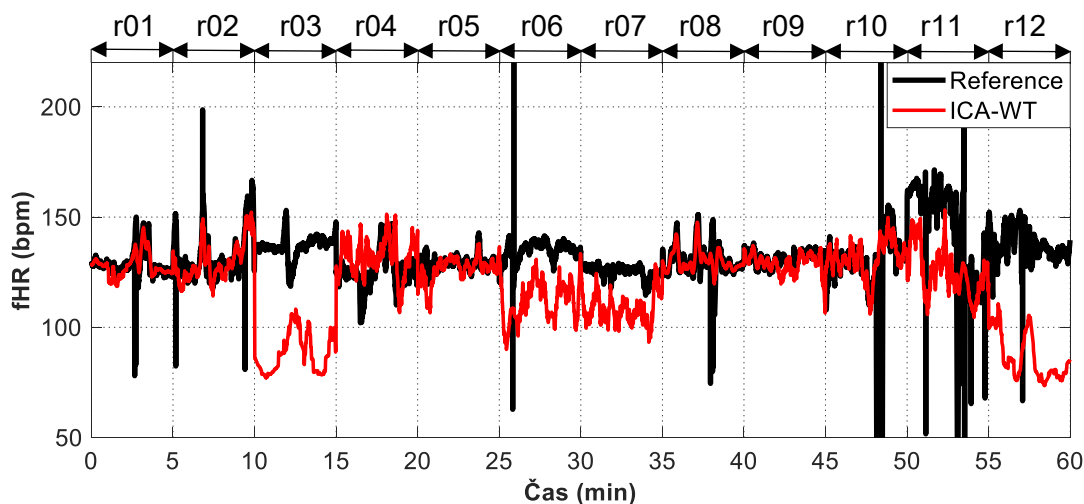
Obr. 32: Ukázka *Symlet* vlnky s koeficientem 16 pro čtyři úrovně rozkladu.

5.6.1 Hodnocení

Cílem kombinace metod ICA a WT je vhodnou kombinací úrovně rozkladu, typu vlnky a koeficientu vlnky vylepšit odhad fEKG komponenty a minimalizovat zůstatky mEKG. Ukázka výstupu metody ICA-WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 33. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 34. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 5.



Obr. 33: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *sym16* a stupeň rozkladu 4.



Obr. 34: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym16* a stupeň rozkladu 4.

Tab. 5: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA a WT, byla použita vlnka typu *sym16* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96\text{ SD}$ (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	629	3	12	9,06	98,13	99,53	97,67	98,83
r02	660	633	5	22	14,18	96,64	99,22	95,91	97,91
r03	684	636	47	1	23,22	99,84	93,12	92,98	96,36
r04	632	597	27	8	21,05	98,68	95,67	94,46	97,15
r05	645	609	2	34	8,94	94,71	99,67	94,42	97,13
r06	674	659	13	2	21,75	99,70	98,07	97,77	98,88
r07	627	588	38	1	14,14	99,83	93,93	93,78	96,79
r08	651	622	13	16	10,49	97,49	97,95	95,55	97,72
r09	657	628	0	29	9,03	95,59	100,00	95,59	97,75
r10	637	631	6	0	22,54	100,00	99,06	99,06	99,53
r11	705	692	11	2	32,78	99,71	98,44	98,16	99,07
r12	685	667	17	1	26,18	99,85	97,51	97,37	98,67

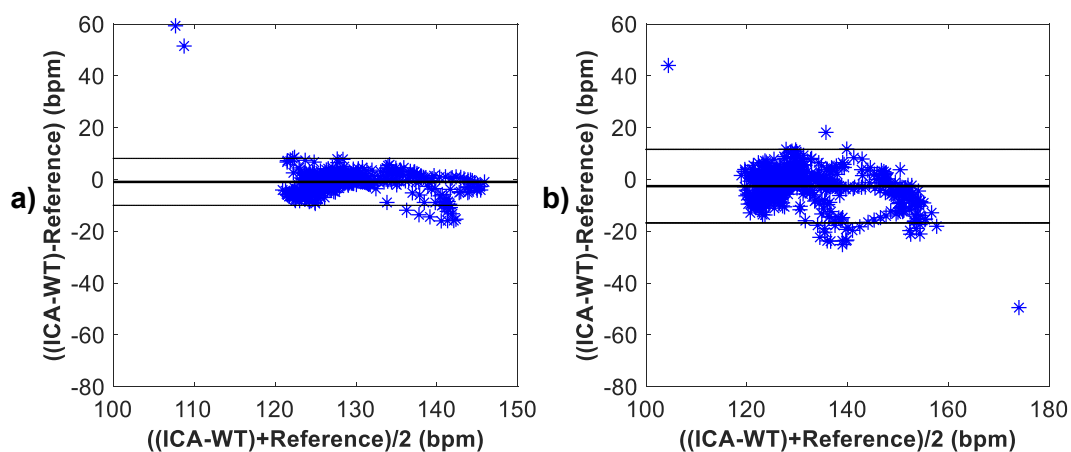
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 5 zvýrazněny. Dle Tab. 5 je možné určit, že kombinace metod ICA a WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05 a r07. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r05. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03 a r07. Na základě parametru *F1* pracuje kombinace metod ICA a WT správně u všech záznamů.

Dle Obr. 34 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA a WT u záznamů r01, r02, r05, r08 a r10. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r04 a r09 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r11 a r12.

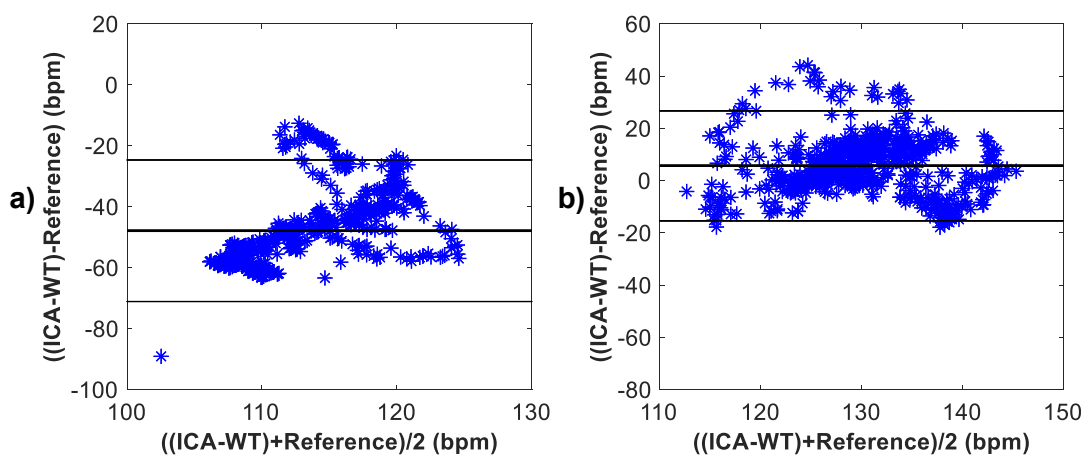
Zobrazení Bland-Altmanových grafů pro metodu ICA-WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 35, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 36, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 37, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 38, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 39, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 40.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že metoda ICA-WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r05, r08 r09 a r10. U záznamů r04 a r07 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

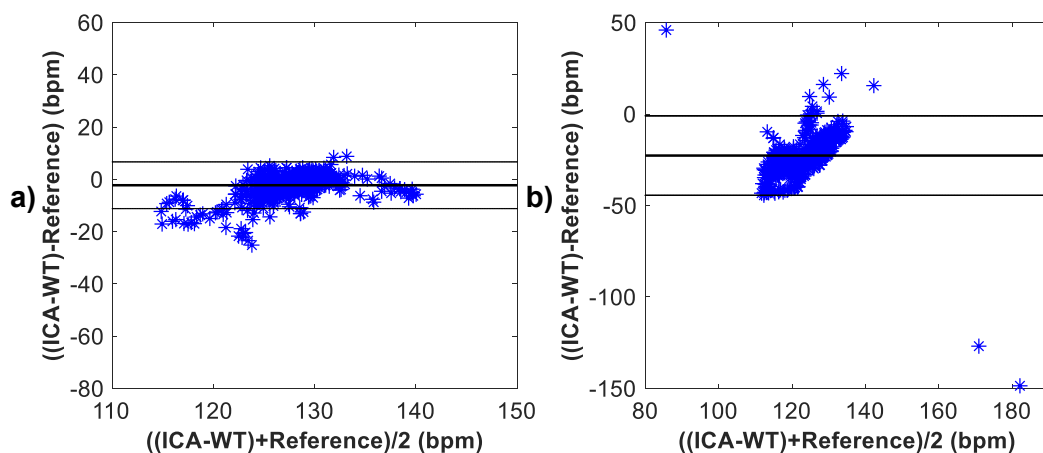
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u jednoho záznamu a dle parametru *Se* rovněž u jednoho záznamu. U sedmi záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky došlo ke zlepšení u dvou záznamů a při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků u třech záznamů. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.



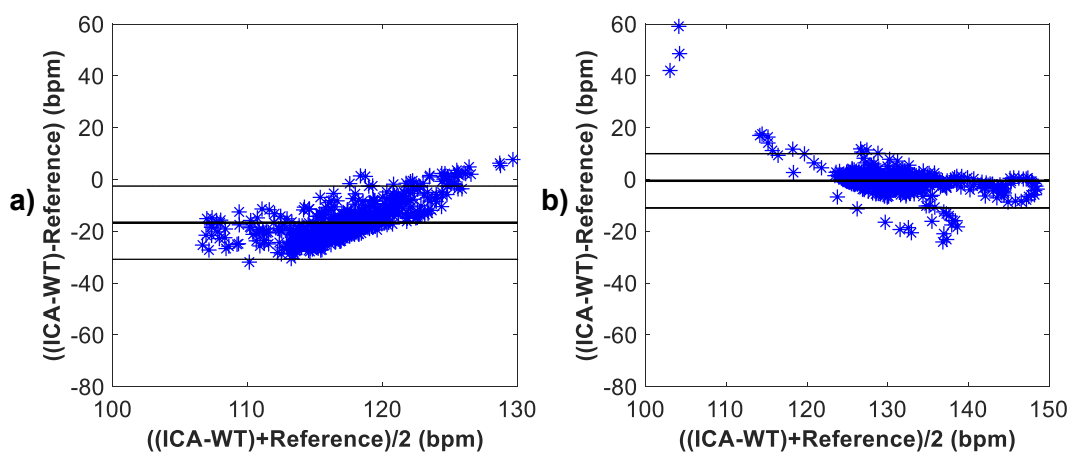
Obr. 35: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *sym16* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



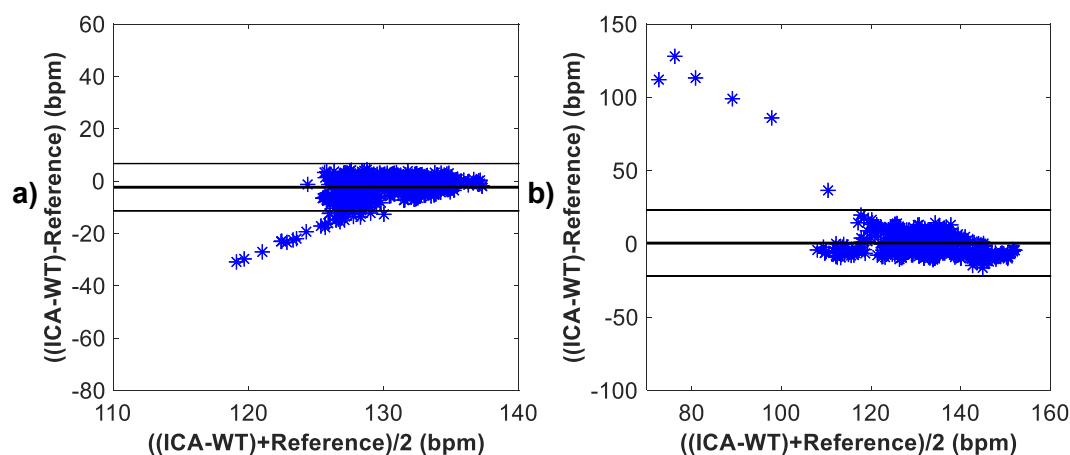
Obr. 36: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *sym16* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



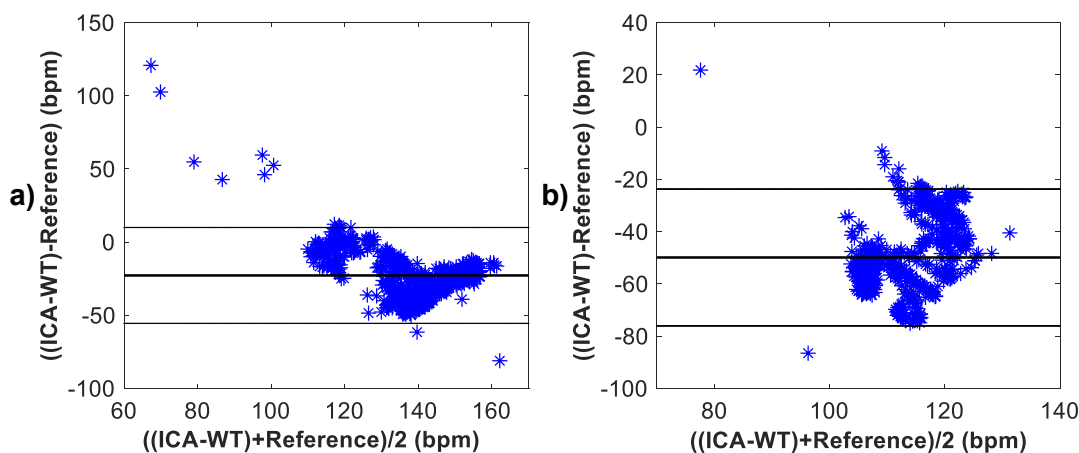
Obr. 37: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *sym16* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 38: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *sym16* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



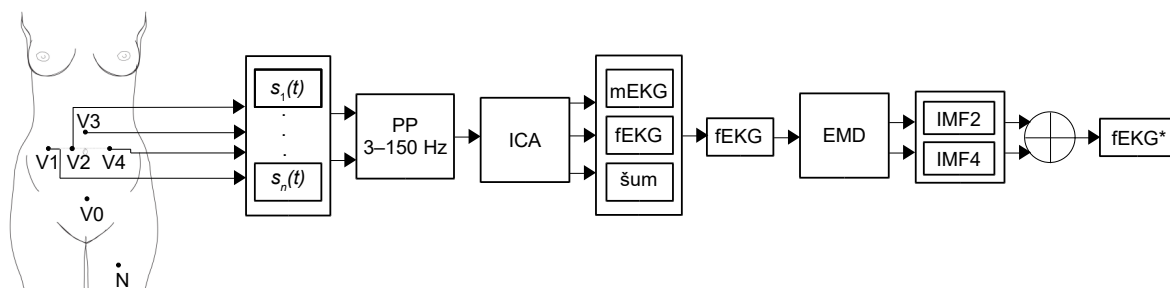
Obr. 39: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *sym16* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



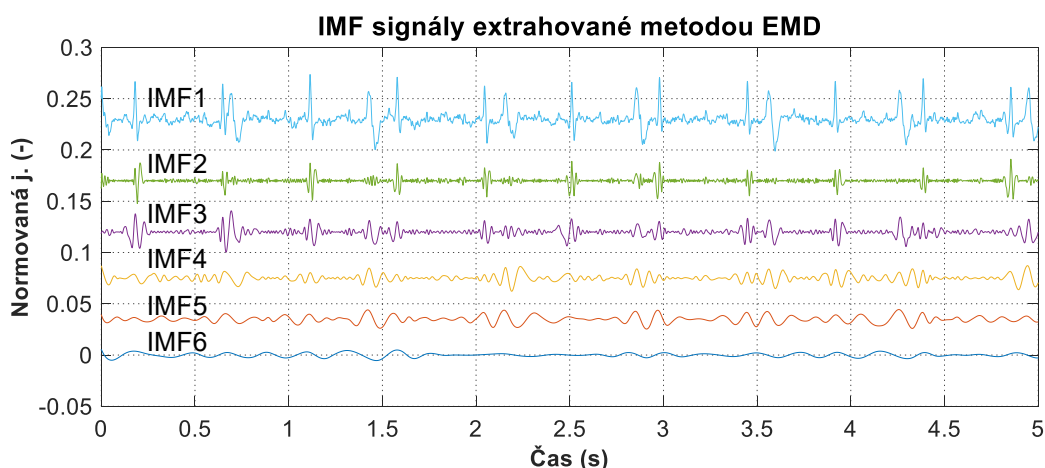
Obr. 40: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *sym16* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

5.7 Kombinace analýzy nezávislých komponent a empirické modální dekompozice

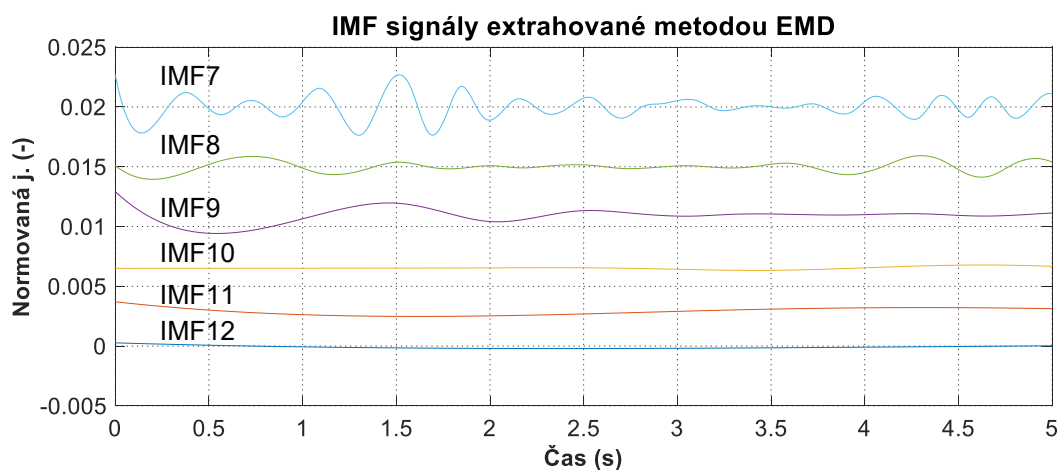
Kombinace metod ICA a EMD funguje na principu rozložení vstupního aEKG signálu na tři komponenty pomocí metody ICA. Druhým krokem je aplikace metody EMD na odhad fEKG se zůstatky mEKG extrahovaného metodou ICA a jeho rozložení na 19 oscilačních funkcí (IMF). Následně jsou vybrány nejvhodnější IMF funkce a jejich součtem je vytvořeno vylepšené fEKG. Funkce byly vybrány empiricky a vhodnost jejich použití byla ověřena experimentálně. V tomto případě byla vybrána IMF2 a IMF4. Jednotlivé IMF funkce extrahované metodou EMD pro záznam r01 jsou zobrazeny na Obr. 42, Obr. 43 a Obr. 44. Schématický princip metody ICA-EMD včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 41.



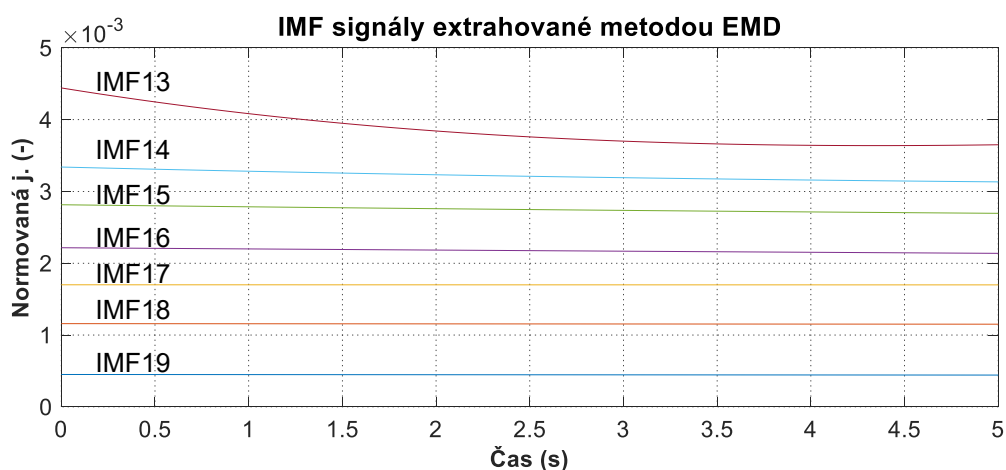
Obr. 41: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA a EMD. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izoliny, následně je aplikována metoda ICA, která signál rozloží na 3 komponenty. Poté je na fEKG, které ještě obsahuje zůstatky mEKG aplikována metoda EMD, která signál rozloží na IMF funkce. Je vybrána IMF2 a IMF4, které se po sečtení podílí na rekonstrukci vylepšeného fEKG* signálu. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.



Obr. 42: Průběhy IMF funkcí 1–6 extrahovaných metodou EMD.



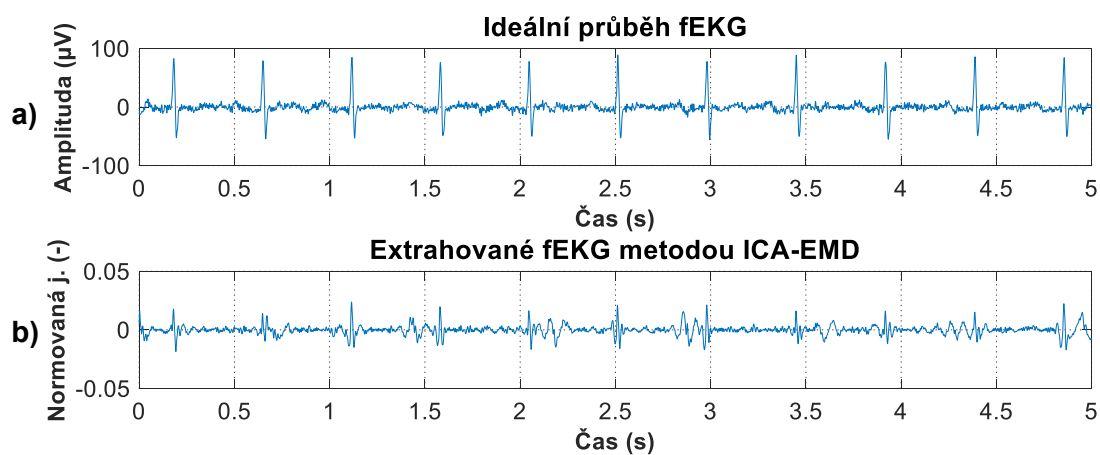
Obr. 43: Průběhy IMF funkcí 7–12 extrahovaných metodou EMD.



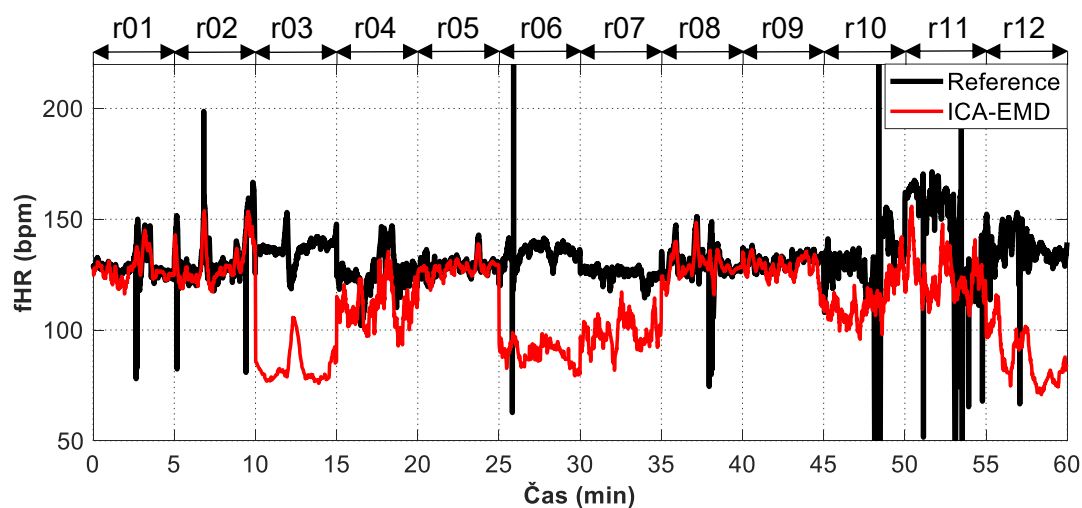
Obr. 44: Průběhy IMF funkcí 13–19 extrahovaných metodou EMD.

5.7.1 Hodnocení

Cílem kombinace metod ICA a EMD je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným výběrem IMF funkcí, jejichž součet se bude podílet na vytvoření vylepšeného fEKG. Ukázka výstupu metody ICA-EMD pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 45. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 46. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 6.



Obr. 45: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA a EMD pro součet druhé a čtvrté IMF.



Obr. 46: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EMD všech záznamů a jejich referencí.

Tab. 6: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA a EMD pro součet druhé a čtvrté IMF funkce.

Záznamy	n	TP	FP	FN	±1,96 SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	631	2	11	9,49	98,29	99,68	97,98	98,98
r02	660	623	2	35	13,15	94,68	99,68	94,39	97,12
r03	684	625	58	1	22,57	99,84	91,51	91,37	95,49
r04	632	601	21	10	17,02	98,36	96,62	95,10	97,49
r05	645	607	7	31	5,57	95,14	98,86	94,11	96,97
r06	674	664	7	3	18,00	99,55	98,96	98,52	99,25
r07	627	605	11	11	12,84	98,21	98,21	96,49	98,21
r08	651	629	7	15	10,76	97,67	98,90	96,62	98,28
r09	657	630	0	27	9,59	95,89	100,00	95,89	97,90
r10	637	629	7	1	27,96	99,84	98,90	98,74	99,37
r11	705	680	23	2	38,20	99,71	96,73	96,45	98,20
r12	685	646	38	1	26,10	99,85	94,44	94,31	97,07

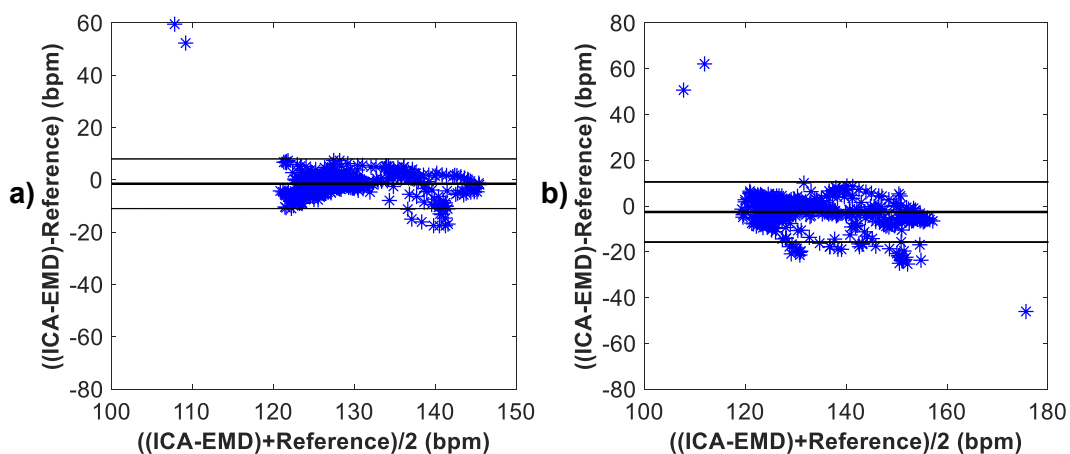
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 6 zvýrazněny. Dle Tab. 6 je možné určit, že metoda ICA-EMD pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r02, r03, r05 a r12. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r02. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03 a r12. Na základě parametru *F1* pracuje metoda ICA-EMD správně u všech záznamů.

Dle Obr. 46 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA a EMD u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamu r04, špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

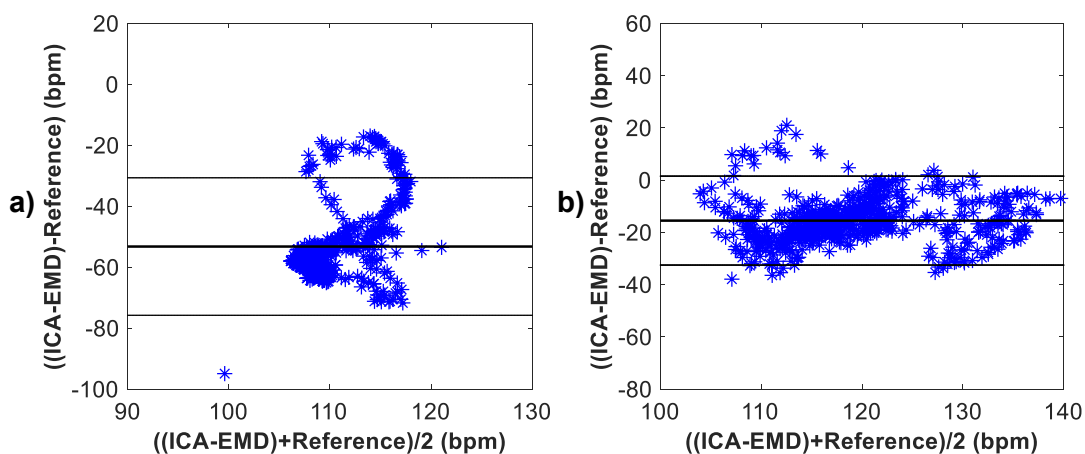
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA a EMD jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 47, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 48, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 49, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 50, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 51, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 52.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA a EMD dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. U záznamu r04 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

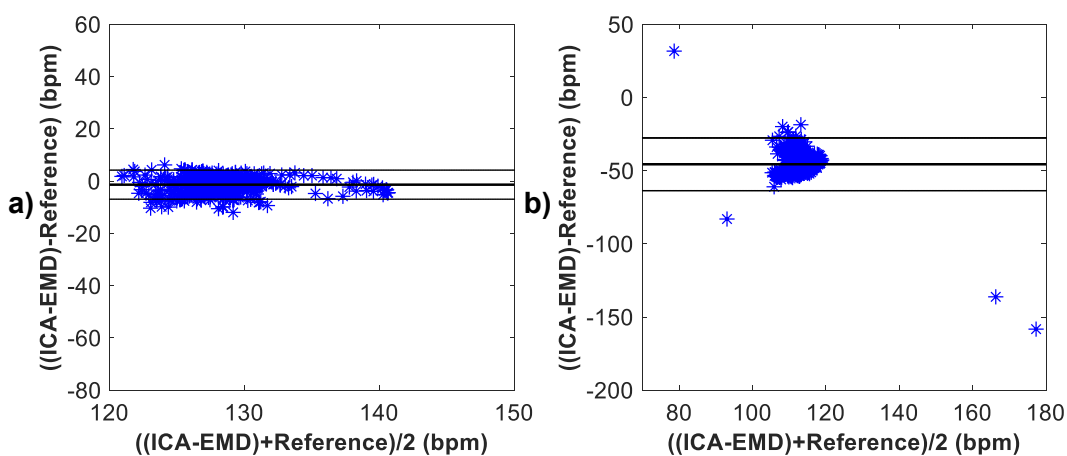
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u jednoho záznamu a dle parametru *Se* rovněž u jednoho záznamu. U pěti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u dvou záznamů při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků také u dvou záznamů. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.



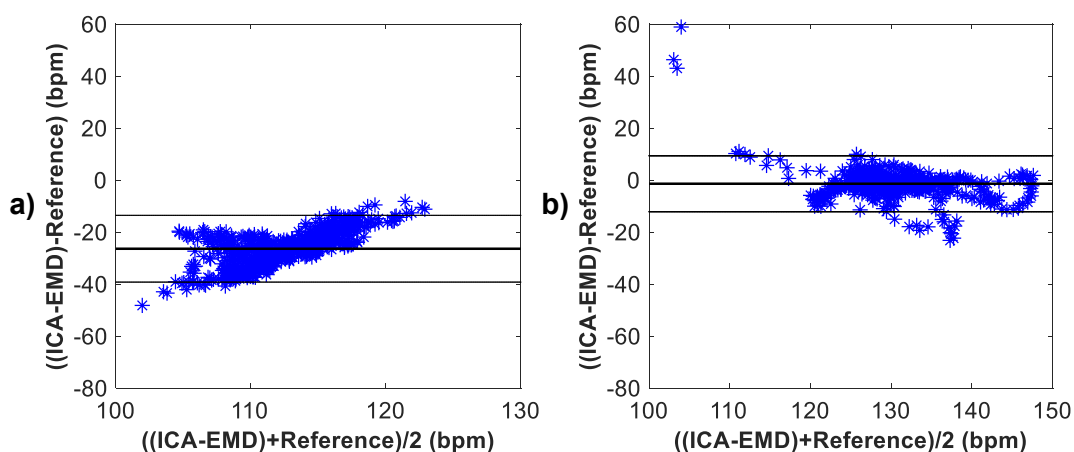
Obr. 47: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EMD a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



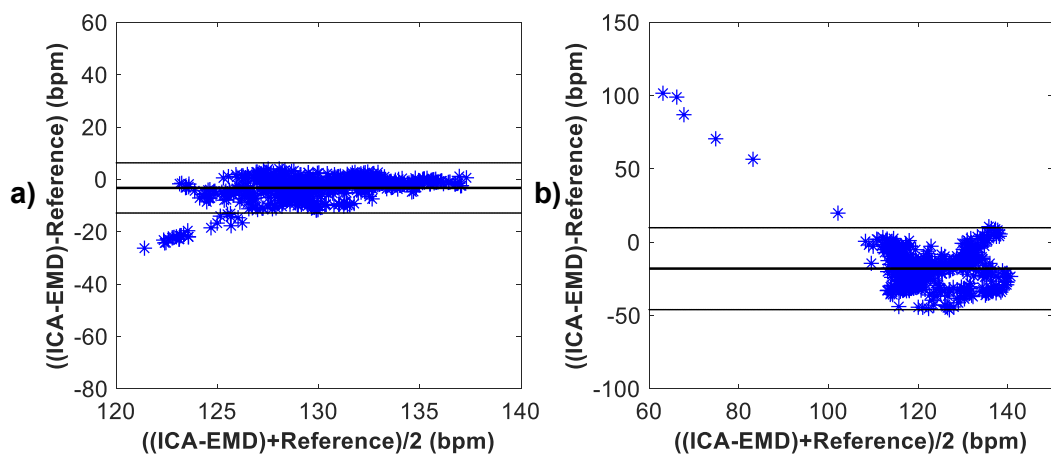
Obr. 48: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EMD a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



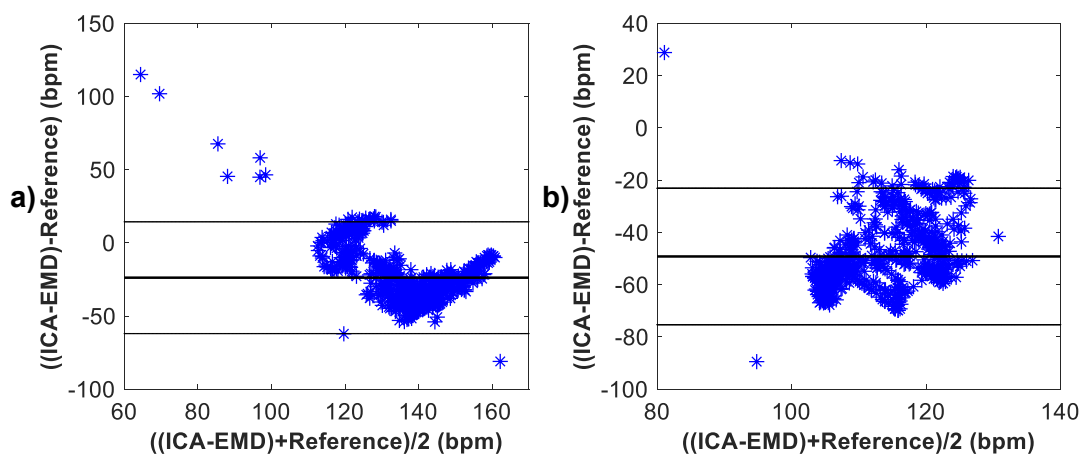
Obr. 49: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EMD a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 50: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EMD a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 51: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EMD a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.

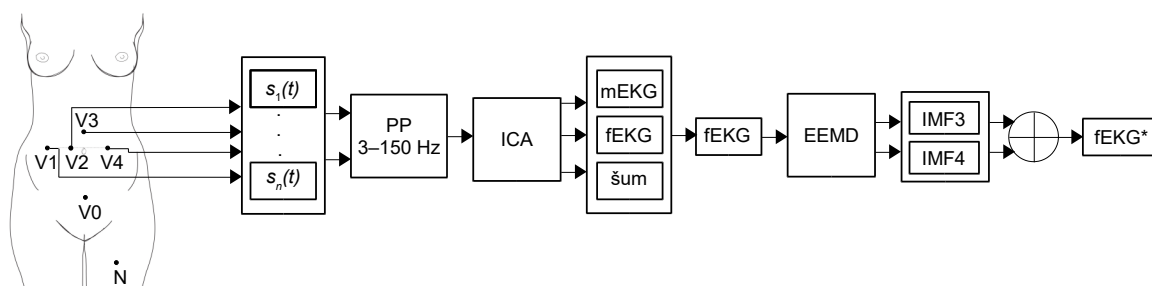


Obr. 52: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EMD a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

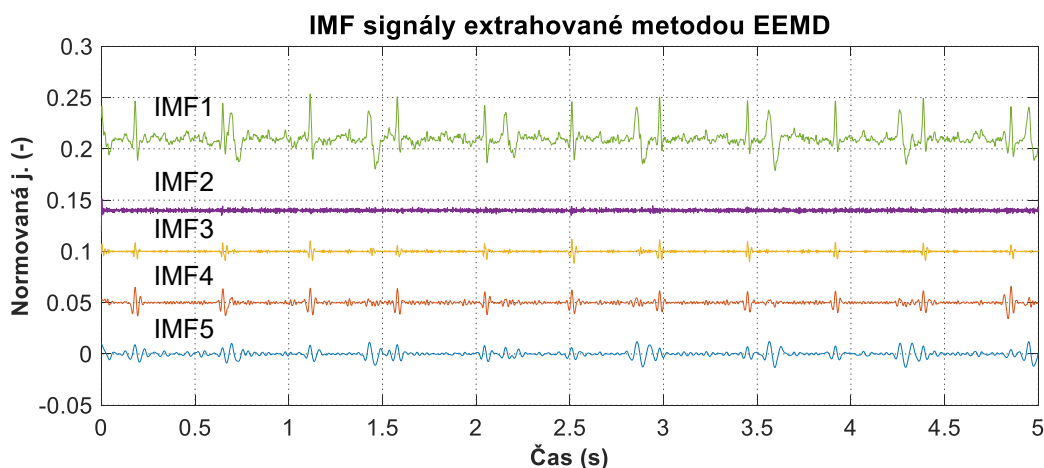
5.8 Kombinace analýzy nezávislých komponent a souboru empirické modální dekompozice

Kombinace metod ICA a EEMD funguje na podobném principu jako hybridní metoda ICA-EMD. Metoda EEMD se liší od metody EMD tím, že algoritmus EEMD funguje na principu přidání náhodného bílého šumu do vstupního signálu. Následně je provedeno 50 EMD cyklů, vždy s jinou hodnotou přidaného bílého šumu. Výsledné IMF funkce jsou získány zprůměrováním výsledků těchto padesáti EMD cyklů.

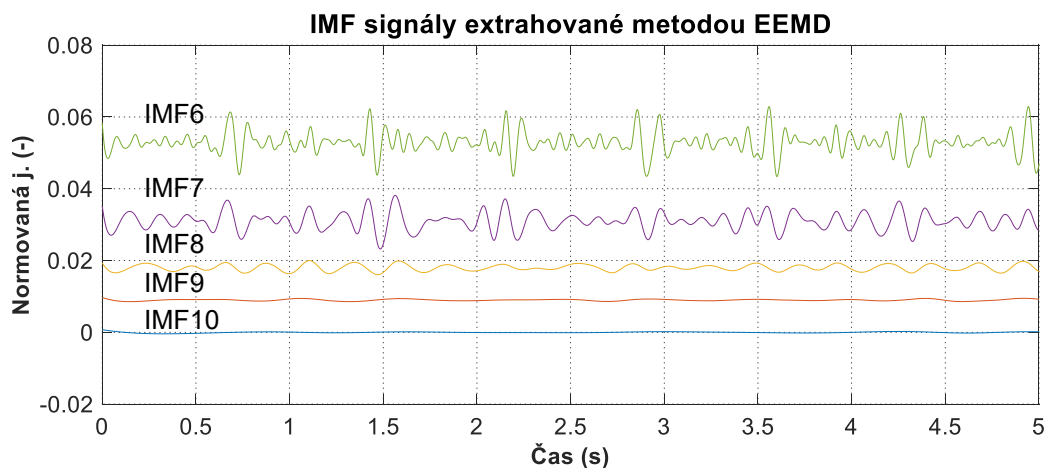
Prvním krokem hybridního algoritmu je rozložení vstupního aEKG signálu na tři komponenty pomocí metody ICA. Druhým krokem je aplikace metody EEMD na odhad fEKG se zůstatky mEKG extrahovaného metodou ICA a jeho rozložení na 14 oscilačních funkcí (IMF). Následně jsou vybrány nejvhodnější IMF funkce a jejich součtem je vytvořeno vylepšené fEKG. Funkce byly vybrány empiricky a vhodnost jejich použití byla ověřena experimentálně. V tomto případě byla vybrána IMF3 a IMF4. Jednotlivé IMF funkce extrahované metodou EEMD pro záznam r01 jsou zobrazeny na Obr. 54, Obr. 55 a Obr. 56. Schématický princip metody ICA-EEMD včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 53.



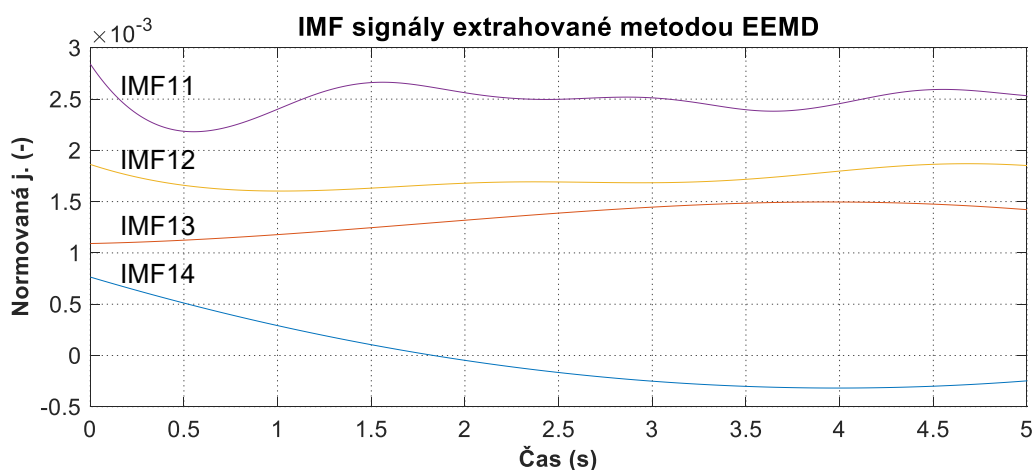
Obr. 53: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA a EEMD. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izoliny, následně je aplikována metoda ICA, která signál rozloží na 3 komponenty. Poté je na fEKG, které ještě obsahuje zůstatky mEKG aplikována metoda EEMD, která signál rozloží na IMF. Je vybrána IMF3 a IMF4, které se po sečtení podílí na rekonstrukci vylepšeného fEKG* signálu. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.



Obr. 54: Průběhy IMF funkcí 1–5 extrahovaných metodou EEMD.



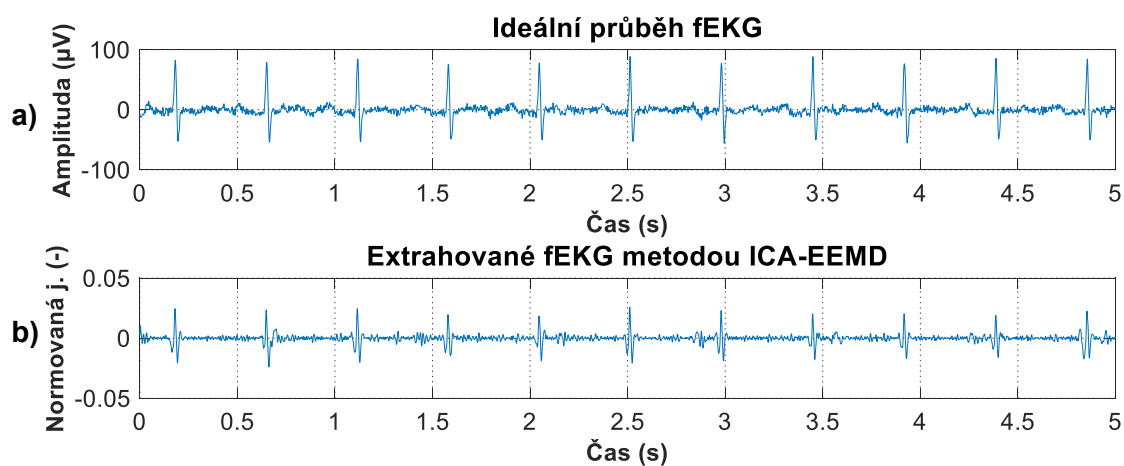
Obr. 55: Průběhy IMF funkcí 6–10 extrahovaných metodou EEMD.



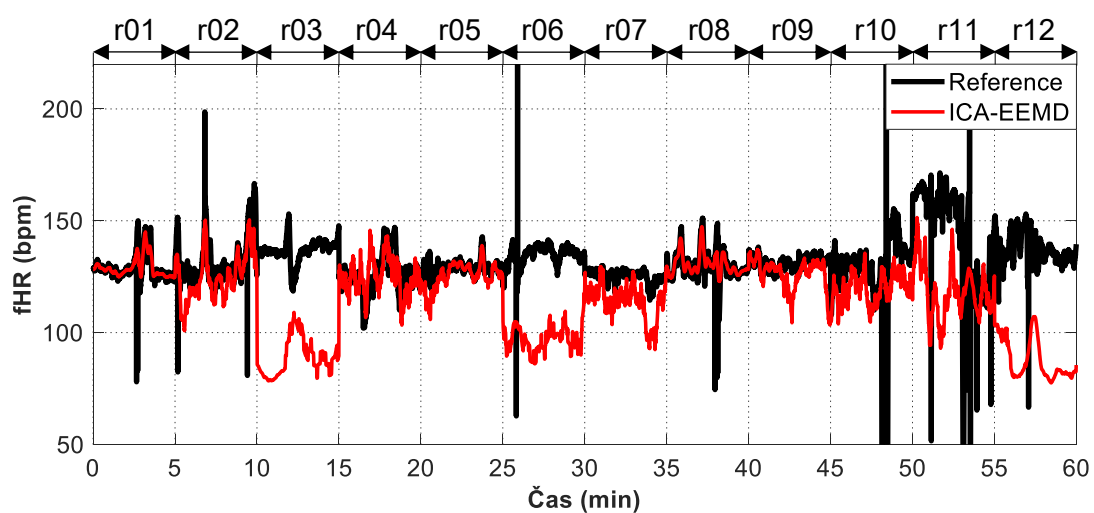
Obr. 56: Průběhy IMF funkcí 11–14 extrahovaných metodou EEMD.

5.8.1 Hodnocení

Cílem kombinace metod ICA a EEMD je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným výběrem IMF funkcí, jejichž součet se bude podílet na vytvoření vylepšeného fEKG. Ukázka výstupu metody ICA-EEMD pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 57. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 58. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 7.



Obr. 57: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA a EEMD pro součet třetí a čtvrté IMF.



Obr. 58: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EEMD všech záznamů a jejich referencí.

Tab. 7: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA a EEMD pro součet třetí a čtvrté IMF funkce.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96\text{ SD}$ (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	617	11	16	8,09	97,47	98,25	95,81	97,86
r02	660	639	5	16	17,12	97,56	99,22	96,82	98,38
r03	684	636	47	1	21,52	99,84	93,12	92,98	96,36
r04	632	592	27	13	17,37	97,85	95,64	93,67	96,73
r05	645	607	0	38	9,46	94,12	100,00	94,12	96,97
r06	674	663	9	2	19,39	99,70	98,66	98,37	99,18
r07	627	586	12	29	12,31	95,29	97,99	93,46	96,62
r08	651	624	15	12	10,01	98,11	97,65	95,85	97,88
r09	657	623	0	34	12,88	94,83	100,00	94,83	97,34
r10	637	629	6	2	24,42	99,68	99,06	98,74	99,37
r11	705	695	9	1	40,74	99,86	98,72	98,58	99,29
r12	685	661	23	1	23,48	99,85	96,64	96,50	98,22

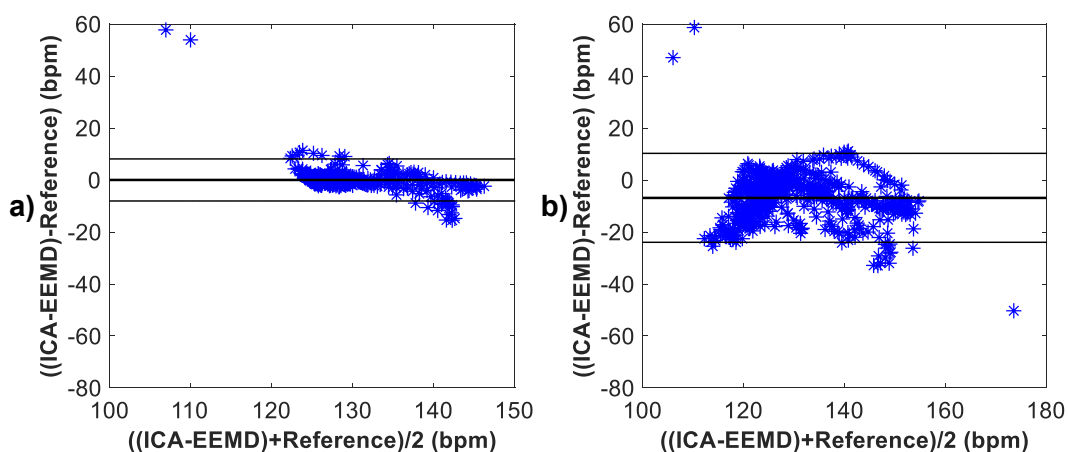
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 7 zvýrazněny. Dle Tab. 7 je možné určit, že metoda ICA-EEMD pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05, r07 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r05 a r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *F1* pracuje metoda ICA-EEMD správně u všech záznamů.

Dle Obr. 58 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA a EEMD u záznamů r01, r02, r05 a r08. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r04, r09 a r10 špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r11 a r12.

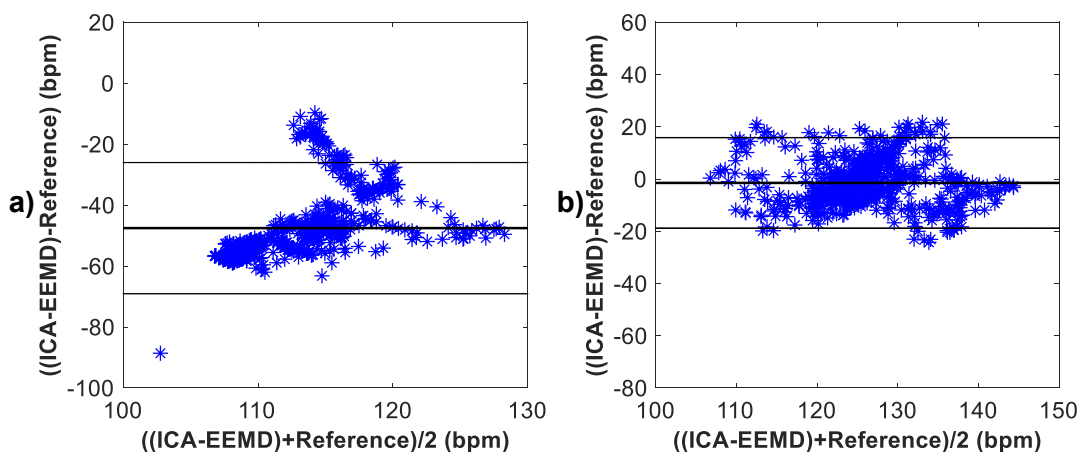
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA a EEMD jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 59, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 60, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 61, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 62, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 63, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 64.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA a EEMD dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r04, r05 a r08. U záznamů r02, r07, r09 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

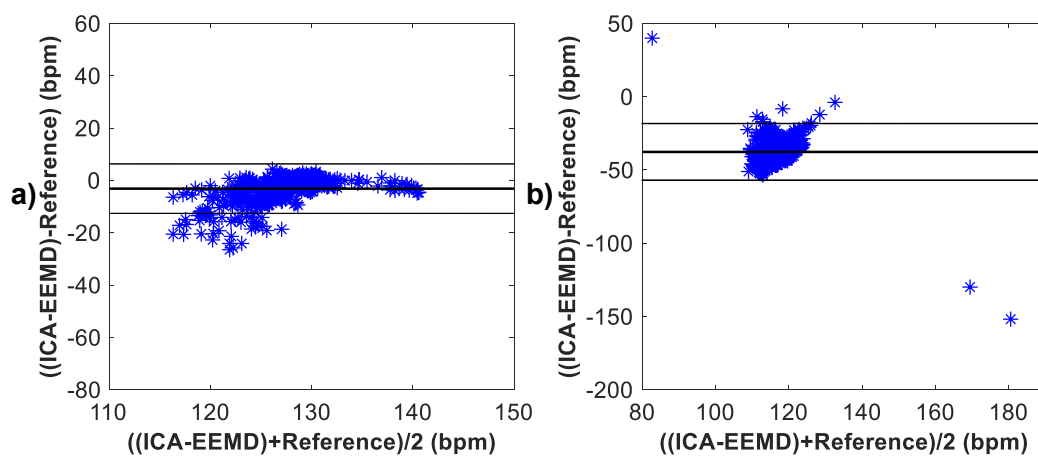
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda nedosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *F1*. U sedmi záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u jednoho záznamu při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků také u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.



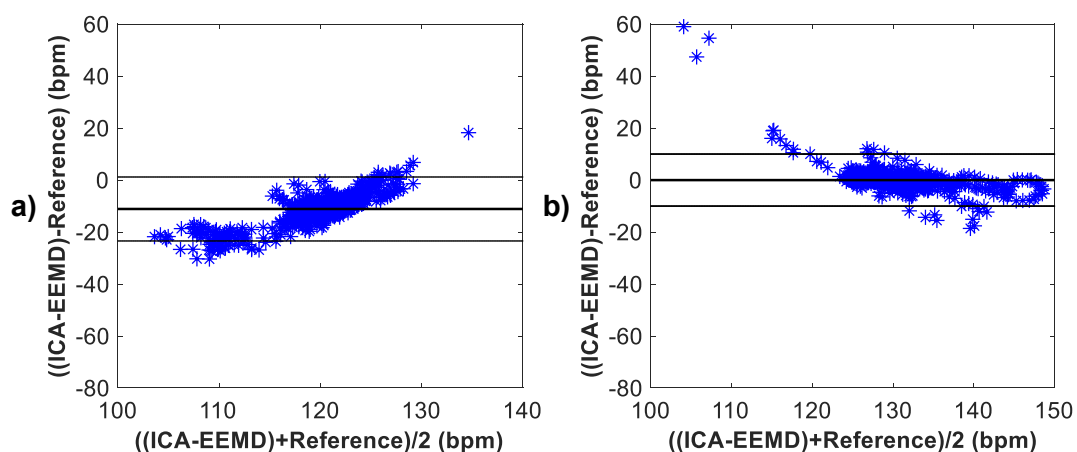
Obr. 59: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EEMD a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



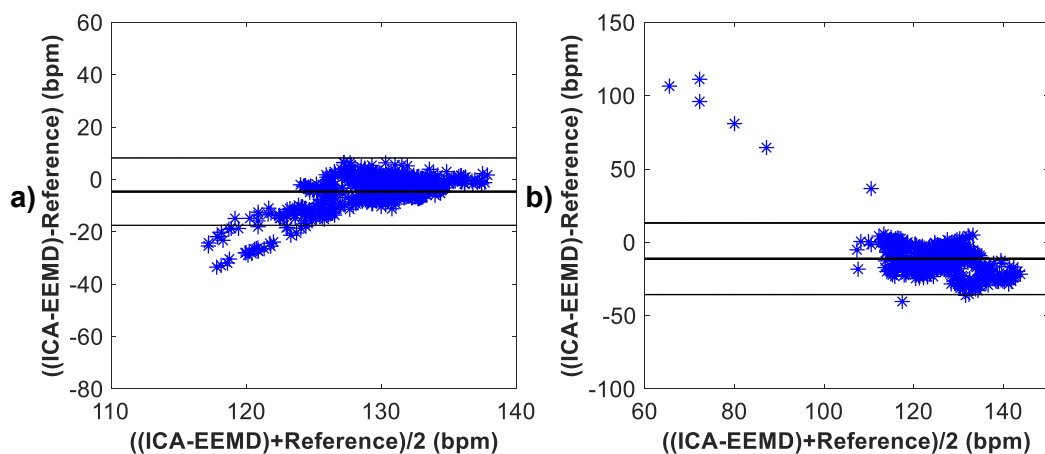
Obr. 60: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EEMD a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



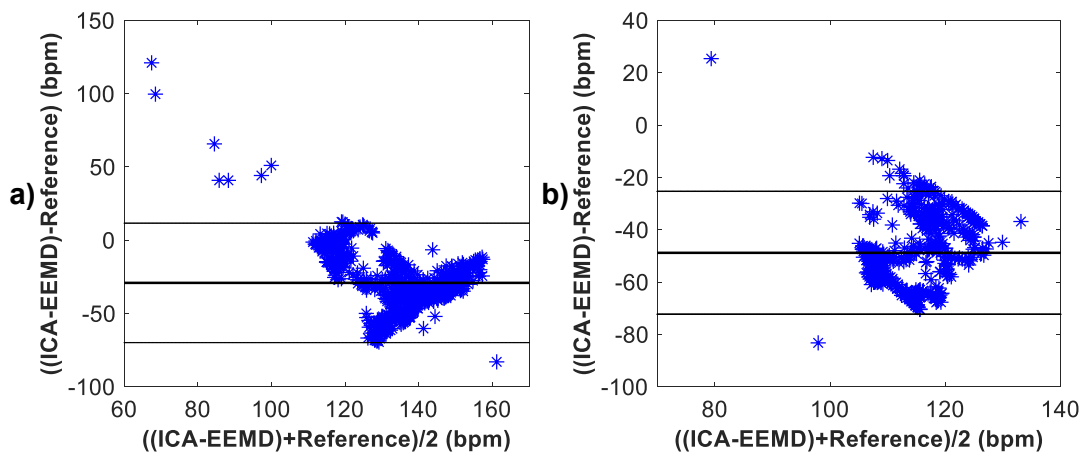
Obr. 61: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EEMD a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 62: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EEMD a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 63: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EEMD a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



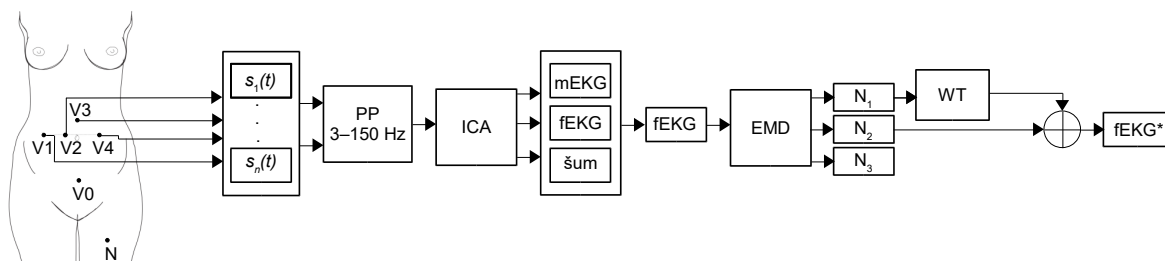
Obr. 64: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a EEMD a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

5.9 Kombinace analýzy nezávislých komponent, empirické modální dekompozice a vlnkové transformace

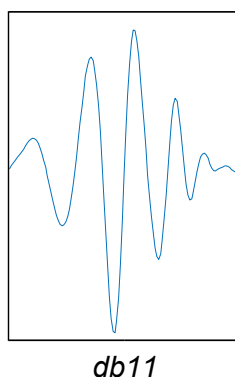
Kombinace metod ICA EMD a WT funguje na principu rozložení vstupního aEKG signálu na tři komponenty pomocí metody ICA. Druhým krokem je aplikace metody EMD na odhad fEKG se zůstatky mEKG extrahovaného metodou ICA a jeho rozložení na 19 oscilačních funkcí (IMF). Následně jsou tyto funkce rozděleny do třech skupin. Jejich rozdělení do jednotlivých skupin bylo provedeno empiricky a vhodnost jejich použití byla ověřena experimentálně. V první skupině N_1 (IMF1, IMF2, IMF3) jsou IMF, ve kterých je dominantní šum a je na ně potřeba aplikovat metodu WT, aby byl odstraněn vysokofrekvenční šum. Po filtraci metodou WT se tyto signály mohou účastnit rekonstrukce fEKG. Druhou skupinou N_2 (IMF4 a IMF5) jsou užitečné IMF, které se mohou přímo účastnit rekonstrukce fEKG bez nutnosti filtrace. Třetí skupinou N_3 (IMF6–IMF19) jsou neužitečné funkce, které jsou odstraněny a na rekonstrukci fEKG se nebudou účastnit. Jednotlivé IMF funkce extrahované metodou EMD pro záznam r01 jsou zobrazeny na Obr. 42, Obr. 43 a Obr. 44.

Na první skupinu IMF funkcí je tedy ještě aplikována metoda WT s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Důležité je vhodně definovat počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficienty. Schématický princip metody ICA-EMD-WT včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 65.

V této práci byly testovány hodnoty rozkladové úrovně 4 a 5 a vlnky typu *coif*, *sym*, *db*. Jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *db11* a 4 úroveň rozkladu, vlnka je zobrazena na Obr. 66. Výsledky této kombinace jsou zpracovány níže. Výsledky druhé nejvhodnější extrakce pomocí vlnky *sym18* lze nalézt v Příloha C.



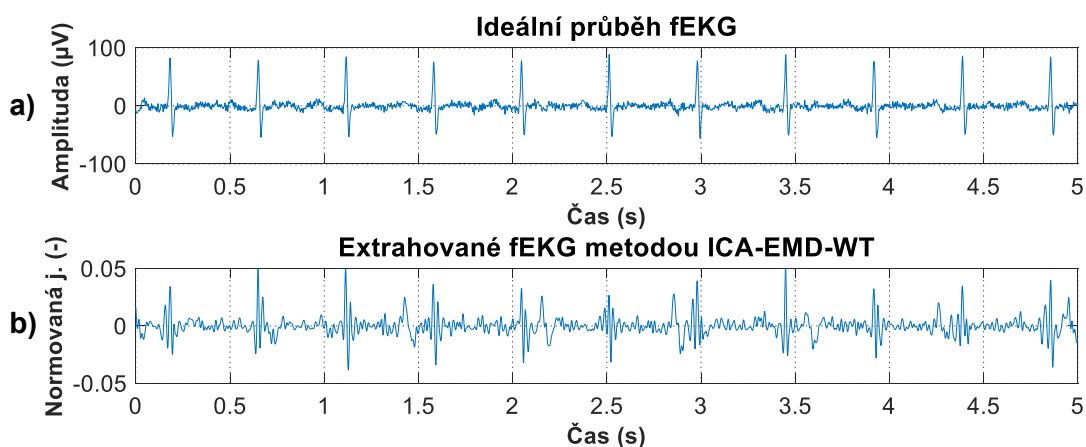
Obr. 65: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA, EMD a WT. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izoliny, následně je aplikována metoda ICA, která signál rozloží na 3 komponenty. Poté je na fEKG, které ještě obsahuje zůstatky mEKG aplikována metoda EMD, která signál rozloží na IMF funkce. Funkce jsou rozděleny na tři skupiny. Skupina N_1 obsahuje funkce, které je potřeba filtrovat metodou WT, skupina N_2 jsou užitečné funkce, které není potřeba filtrovat, skupina N_3 jsou neužitečné funkce, které budou odstraněny. Filtrovaná skupina funkcí N_1 a skupina N_2 se po sečtení podílí na rekonstrukci vylepšeného fEKG* signálu. Skalpová elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.



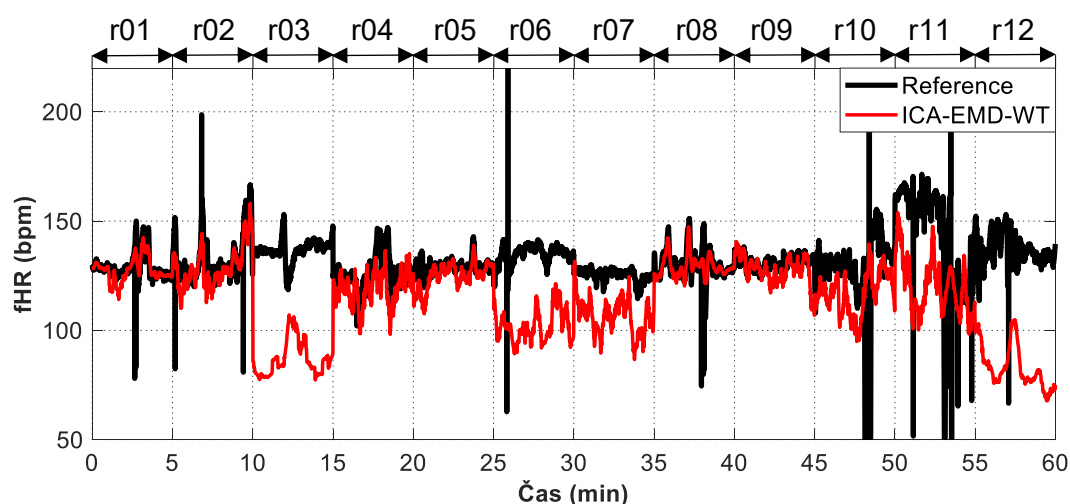
Obr. 66: Ukázka *Daubechies* vlnky s koeficientem 11 pro čtyři úrovně rozkladu.

5.9.1 Hodnocení

Cílem kombinace metod ICA, EMD a WT je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným rozdělením IMF funkcí do jednotlivých skupin, vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů. Ukázka výstupu metody ICA-EMD-WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 67. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 68. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 8.



Obr. 67: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EMD a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *db11* a stupeň rozkladu 4.

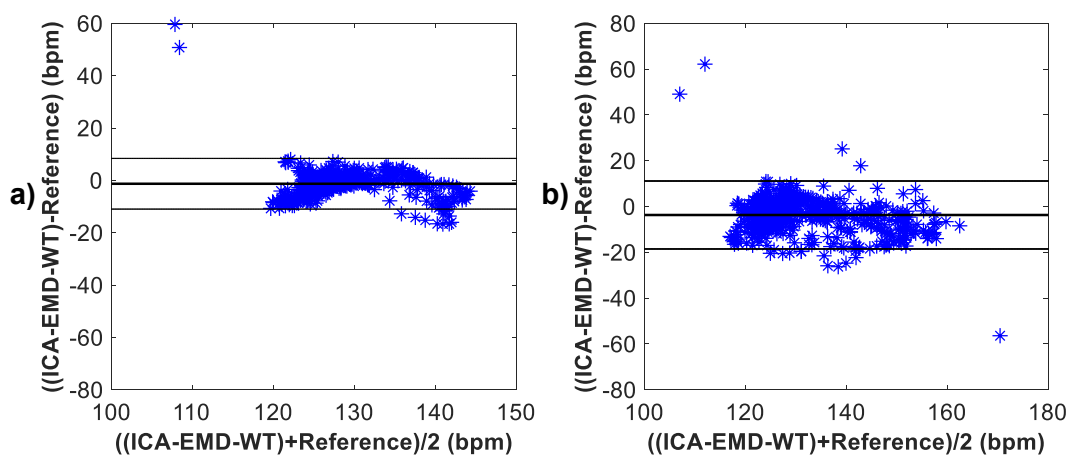


Obr. 68: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db11* a stupeň rozkladu 4.

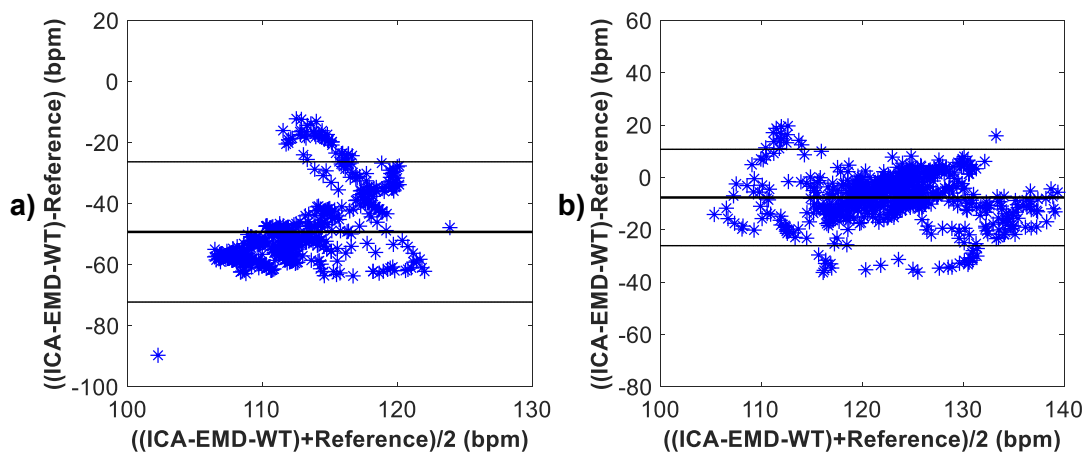
Tab. 8: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA, EMD a WT, byla použita vlnka typu *db11* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	631	2	11	9,68	98,29	99,68	97,98	98,98
r02	660	643	4	13	14,84	98,02	99,38	97,42	98,70
r03	684	634	49	1	22,97	99,84	92,83	92,69	96,21
r04	632	589	16	27	18,38	95,62	97,36	93,20	96,48
r05	645	608	2	35	9,37	94,56	99,67	94,26	97,05
r06	674	663	8	3	20,48	99,55	98,81	98,37	99,18
r07	627	590	19	18	14,77	97,04	96,88	94,10	96,96
r08	651	626	10	15	10,72	97,66	98,43	96,16	98,04
r09	657	623	4	30	11,84	95,41	99,36	94,82	97,34
r10	637	629	6	2	27,69	99,69	99,06	98,75	99,37
r11	705	685	18	2	37,98	99,71	97,44	97,16	98,56
r12	685	652	32	1	24,33	99,85	95,32	95,18	97,53

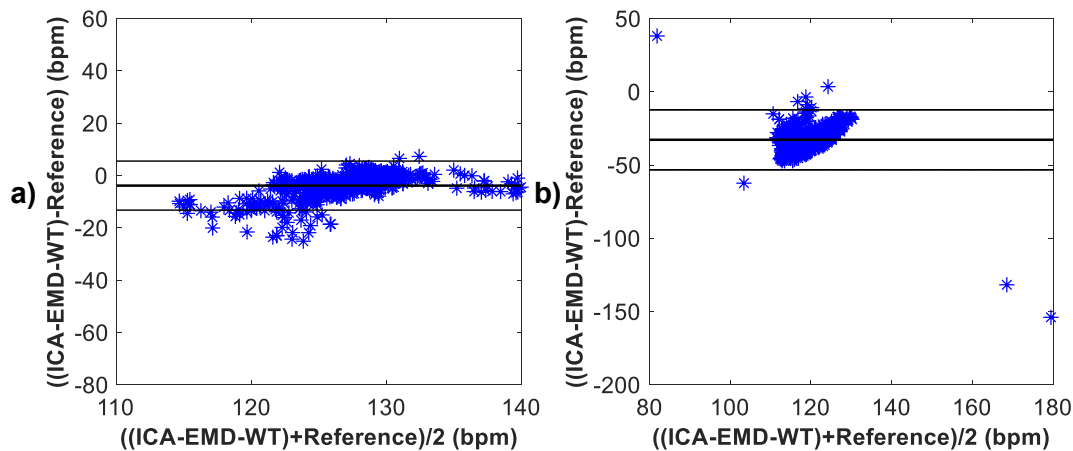
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA, EMD a WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 69, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 70, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 71, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 72, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 73, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 74.



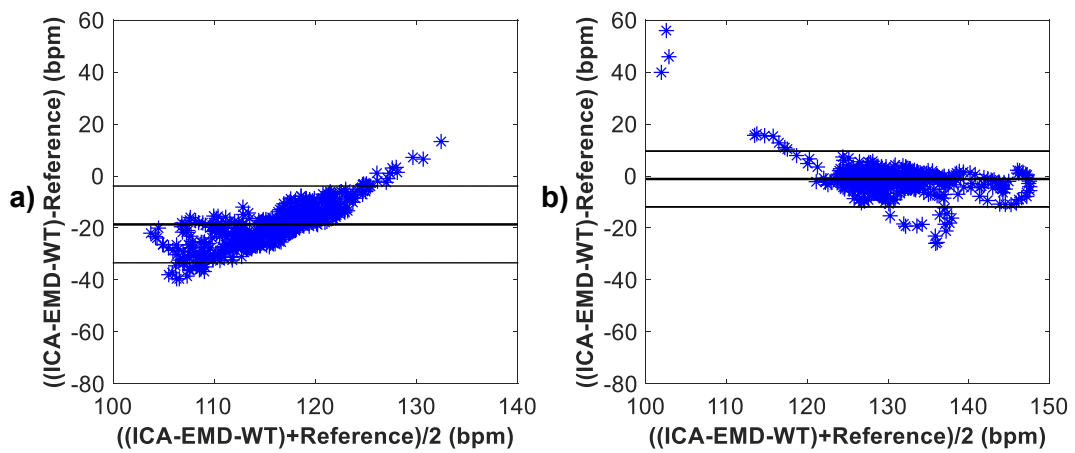
Obr. 69: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *db11* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



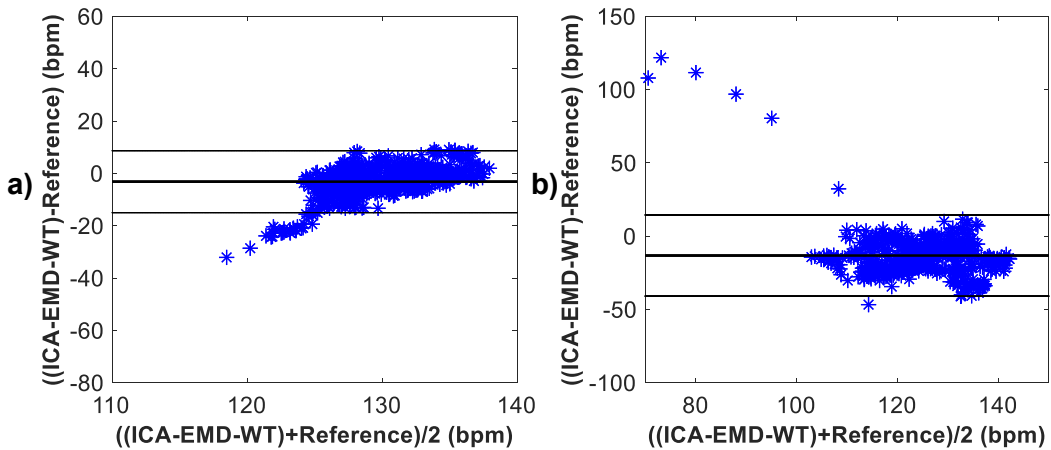
Obr. 70: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *db11* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



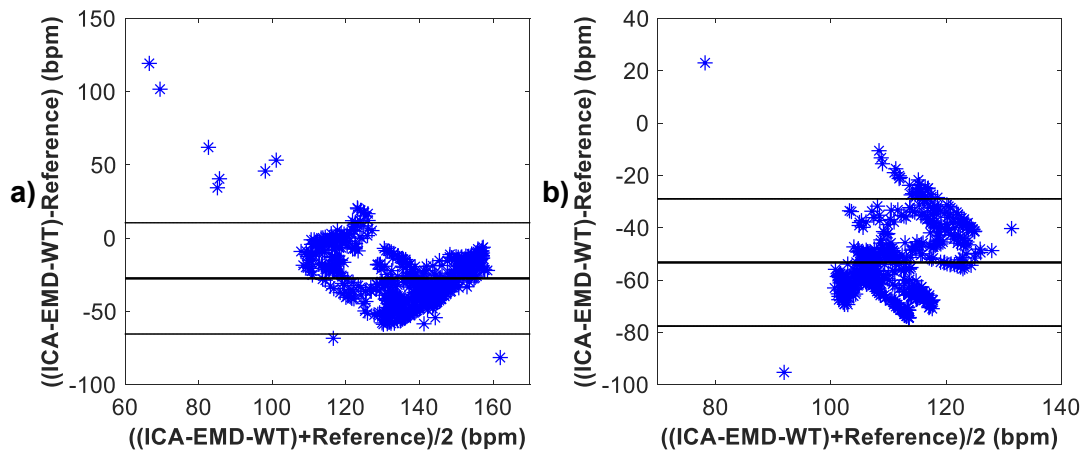
Obr. 71: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *db11* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 72: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *db11* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 73: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *db11* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 74: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *db11* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 8 zvýrazněny. Dle Tab. 8 je možné určit, že metoda ICA-EMD-WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05, r07 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r05. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *FI* pracuje metoda ICA-EMD-WT správně u všech záznamů.

Dle Obr. 68 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA, EMD a WT u záznamů r01, r02, r05 a r08. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r04 a r09, špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA, EMD a WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. U záznamů r04, r07 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *Se* u jednoho záznamu. U šesti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u jednoho záznamu při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků u dvou záznamů. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.

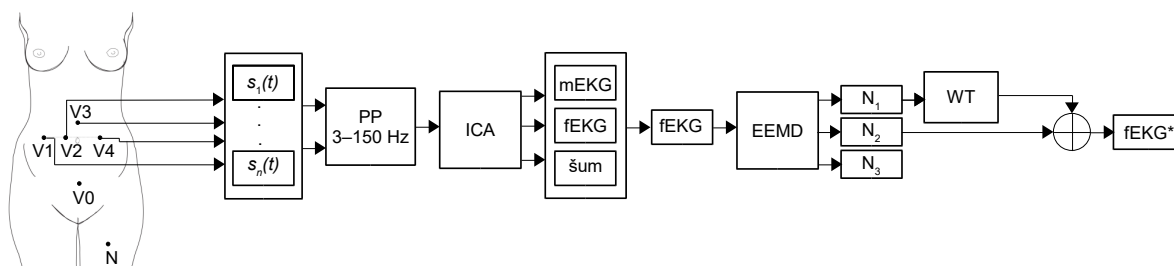
5.10 Kombinace analýzy nezávislých komponent, souboru empirické modální dekompozice a vlnkové transformace

Kombinace metod ICA, EEMD a WT funguje na podobném principu jako hybridní metoda ICA-EMD-WT. Metoda EEMD se liší od metody EMD tím, že algoritmus EEMD funguje na principu přidání náhodného bílého šumu do vstupního signálu. Následně je provedeno 50 EMD cyklů, vždy s jinou hodnotou přidaného bílého šumu. Výsledné IMF funkce jsou získány zprůměrováním výsledků těchto padesáti EMD cyklů.

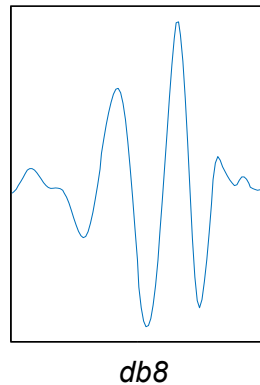
Prvním krokem hybridního algoritmu je rozložení vstupního aEKG signálu na tři komponenty pomocí metody ICA. Druhým krokem je aplikace metody EEMD na odhad fEKG se zůstatky mEKG extrahovaného metodou ICA a jeho rozložení na 14 oscilačních funkcí (IMF). Následně jsou tyto funkce stejně jako v předchozím algoritmu rozděleny do třech skupin. Jejich rozdělení do jednotlivých skupin bylo provedeno empiricky a vhodnost jejich použití byla ověřena experimentálně.

V první skupině N_1 (IMF1, IMF2, IMF3, IMF4) jsou IMF, ve kterých je dominantní šum a je na ně potřeba aplikovat metodu WT, aby byl odstraněn vysokofrekvenční šum. Po filtraci metodou WT se tyto signály mohou účastnit rekonstrukce fEKG. Druhou skupinou N_2 (IMF5) jsou užitečné IMF, které se mohou přímo účastnit rekonstrukce fEKG bez nutnosti filtrace. Třetí skupinou N_3 (IMF6–IMF14) jsou neužitečné funkce, které jsou odstraněny a na rekonstrukci fEKG se nebudou účastnit. Jednotlivé IMF funkce extrahované metodou EEMD pro záznam r01 jsou zobrazeny na Obr. 54, Obr. 55 a Obr. 56.

Na první skupinu IMF funkcí je tedy ještě aplikována metoda WT s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Důležité je vhodně definovat počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficienty. Schématický princip metody ICA-EEMD-WT včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 75. V této práci byly testovány hodnoty rozkladové úrovně 4 a 5 a vlnky typu *coif*, *sym*, *db*. Jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *db8* a 4 úroveň rozkladu, vlnka je zobrazena na Obr. 76. Výsledky této kombinace jsou zpracovány níže. Výsledky druhé nejvhodnější extrakce pomocí vlnky *coif3* lze nalézt v [Příloha D](#).



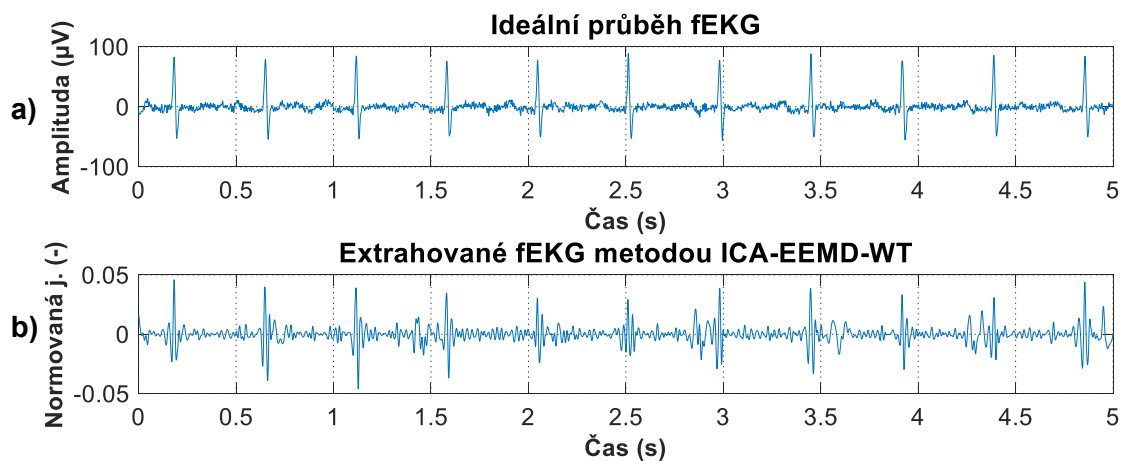
Obr. 75: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA, EEMD a WT. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izoliny, následně je aplikována metoda ICA, která signál rozloží na 3 komponenty. Poté je na fEKG, které ještě obsahuje zůstatky mEKG aplikována metoda EEMD, která signál rozloží na IMF funkce. Funkce jsou rozděleny na tři skupiny. Skupina N_1 obsahuje funkce, které je potřeba filtrovat metodou WT, skupina N_2 jsou užitečné funkce, které není potřeba filtrovat, skupina N_3 jsou neužitečné funkce, které budou odstraněny. Filtrovaná skupina funkcí N_1 a skupina N_2 se po sečtení podílí na rekonstrukci vylepšeného fEKG* signálu. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.



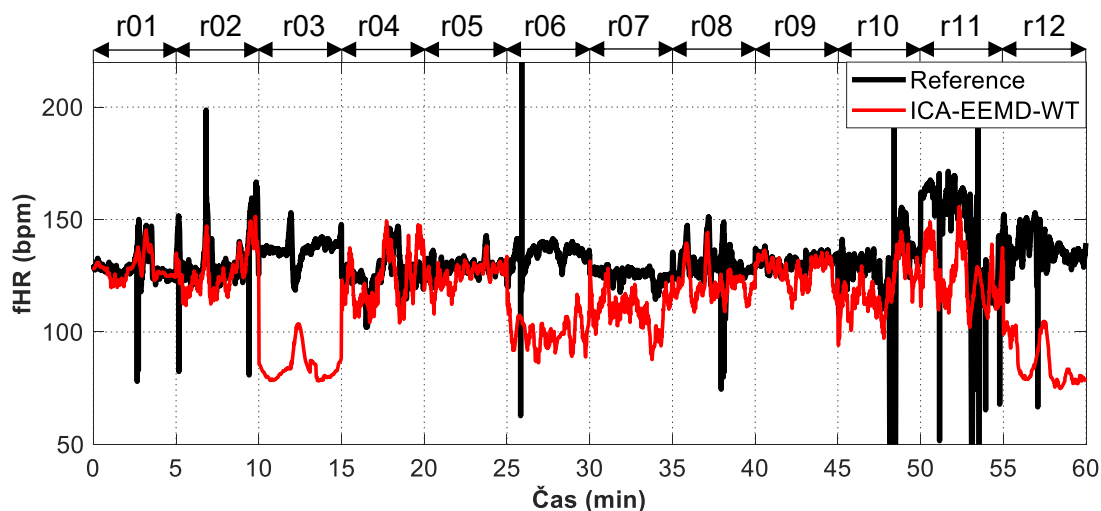
Obr. 76: Ukázka *Daubechies* vlnky s koeficientem 8 pro čtyři úrovně rozkladu.

5.10.1 Hodnocení

Cílem kombinace metod ICA, EEMD a WT je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným rozdělením IMF funkcí do jednotlivých skupin, vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů. Ukázka výstupu metody ICA-EEMD-WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 77. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 78. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 9.



Obr. 77: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EEMD a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.

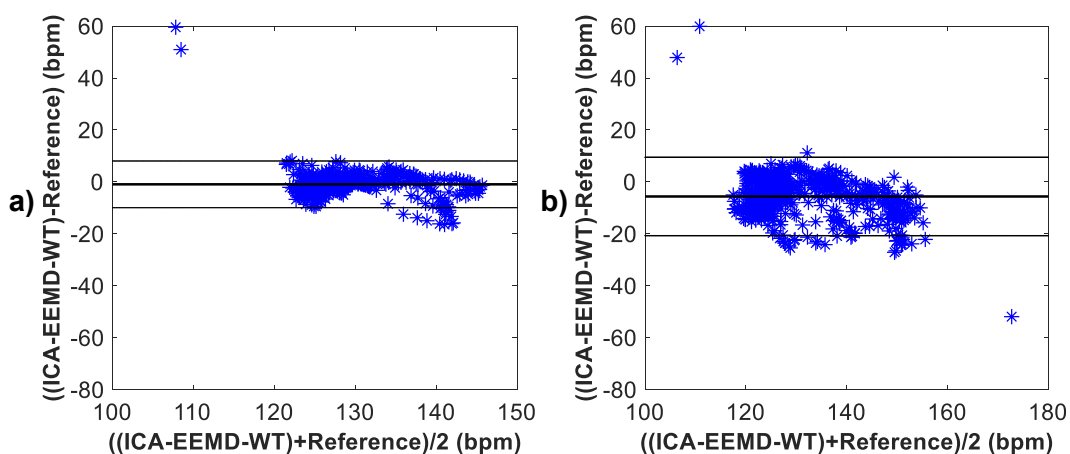


Obr. 78: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-EEMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.

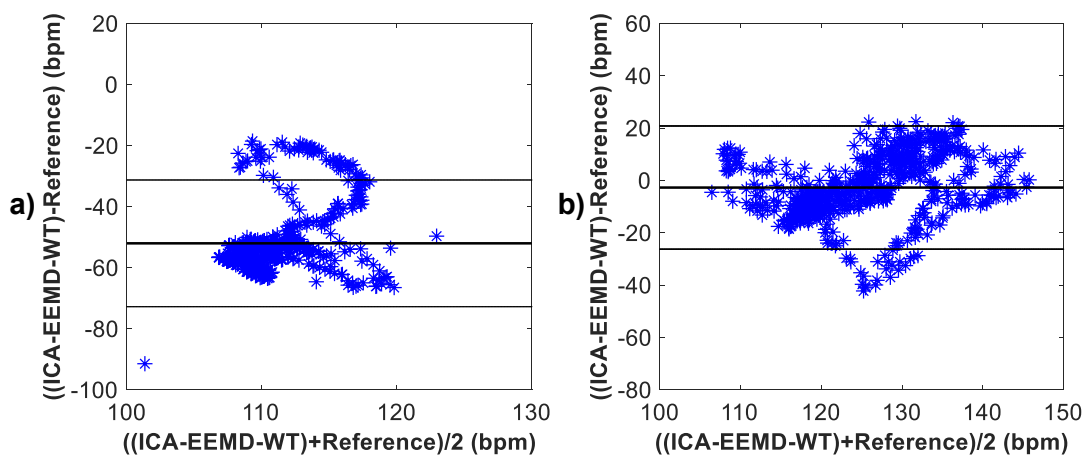
Tab. 9: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA, EEMD a WT, byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	629	3	12	8,99	98,13	99,53	97,67	98,83
r02	660	630	3	27	15,07	95,89	99,53	95,45	97,68
r03	684	620	63	1	20,75	99,84	90,78	90,64	95,09
r04	632	605	3	24	23,54	96,18	99,51	95,73	97,82
r05	645	619	2	24	9,47	96,27	99,68	95,97	97,95
r06	674	660	12	3	20,82	99,55	98,21	97,77	98,88
r07	627	596	10	21	14,28	96,60	98,35	95,06	97,47
r08	651	624	12	15	14,23	97,65	98,11	95,85	97,88
r09	657	611	1	45	11,36	93,14	99,84	93,00	96,37
r10	637	630	6	1	24,22	99,84	99,06	98,90	99,45
r11	705	689	15	1	36,65	99,86	97,87	97,73	98,85
r12	685	663	21	1	24,37	99,85	96,93	96,79	98,37

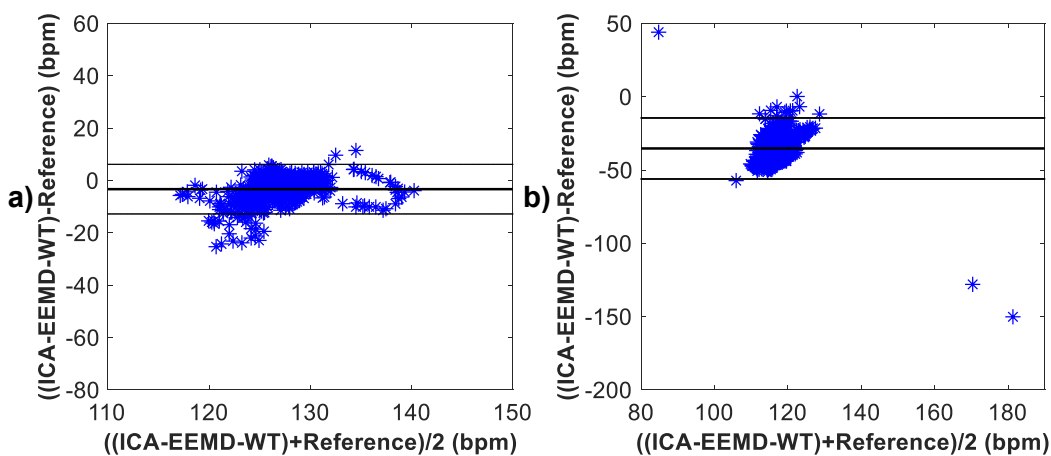
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA, EEMD a WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 79, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 80, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 81, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 82, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 83, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 84.



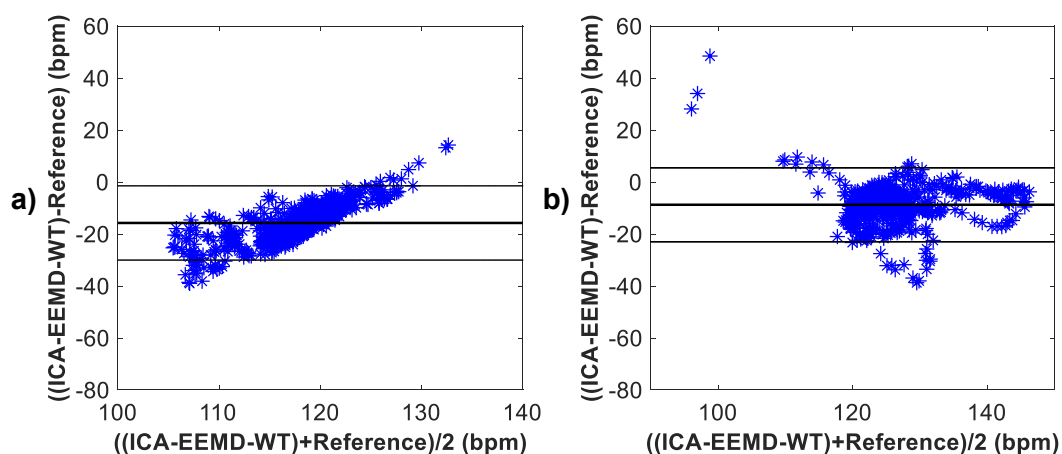
Obr. 79: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



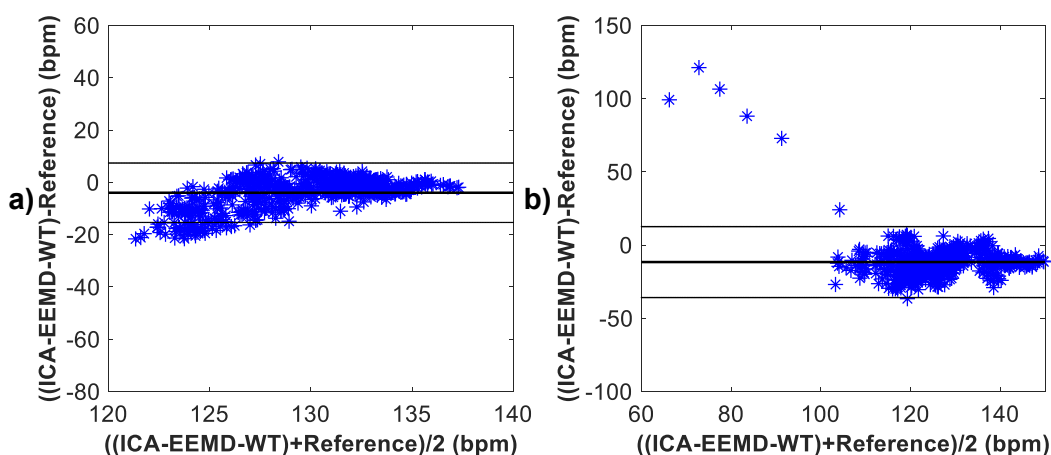
Obr. 80: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



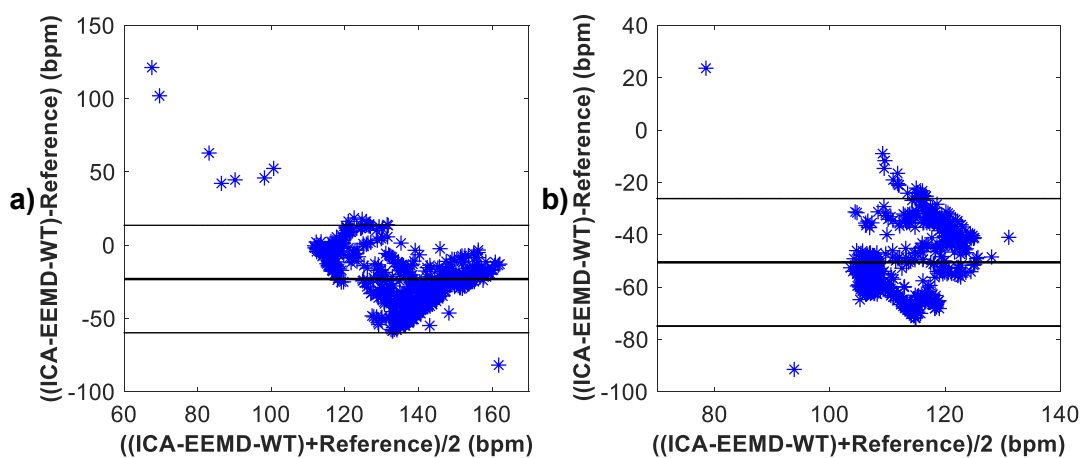
Obr. 81: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 82: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 83: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 84: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 9 zvýrazněny. Dle Tab. 9 je možné určit, že hybridní metoda ICA-EEMD-WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *FI* pracuje metoda ICA-EEMD-WT správně u všech záznamů.

Dle Obr. 78 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA, EEMD a WT u záznamů r01, r02 a r05. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r04, r08 a r09 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA, EEMD a WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r04, r05 a r09. U záznamů r02, r07, r08 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

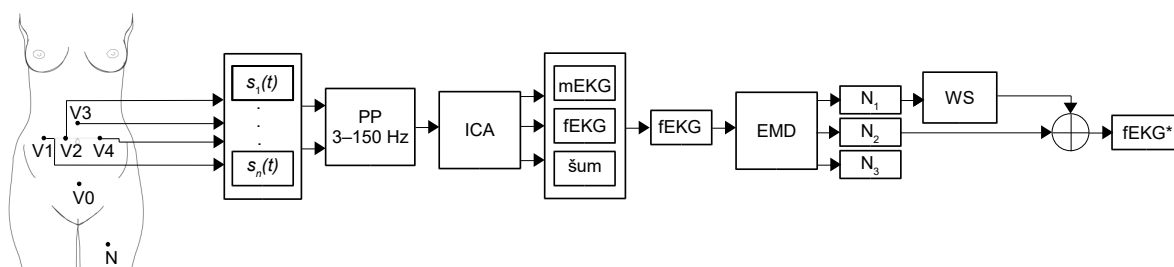
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u třech záznamů a dle parametru *Se* u jednoho záznamu. U šesti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky nedošlo ke zlepšení a při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.

5.11 Kombinace analýzy nezávislých komponent, empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů

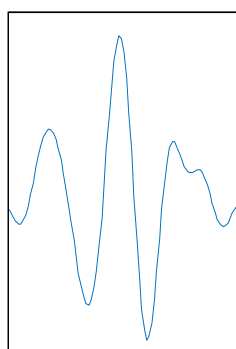
Kombinace metod ICA EMD a WS funguje na principu rozložení vstupního aEKG signálu na tři komponenty pomocí metody ICA. Druhým krokem je aplikace metody EMD na odhad fEKG se zůstatky mEKG extrahovaného metodou ICA a jeho rozložení na 19 oscilačních funkcí (IMF). Následně jsou tyto funkce rozděleny do třech skupin. Jejich rozdělení do jednotlivých skupin bylo provedeno empiricky a vhodnost jejich použití byla ověřena experimentálně.

V první skupině N_1 (IMF1, IMF2, IMF3) jsou IMF, ve kterých je dominantní šum a je na ně potřeba aplikovat metodu WS, aby byl odstraněn vysokofrekvenční šum. Po filtraci metodou WS se tyto signály mohou účastnit rekonstrukce fEKG. Druhou skupinou N_2 (IMF4 a IMF5) jsou užitečné IMF, které se mohou přímo účastnit rekonstrukce fEKG bez nutnosti filtrace. Třetí skupinou N_3 (IMF6–IMF19) jsou neužitečné funkce, které jsou odstraněny a na rekonstrukci fEKG se nebudou účastnit. Jednotlivé IMF funkce extrahované metodou EMD pro záznam r01 jsou zobrazeny na Obr. 42, Obr. 43 a Obr. 44.

Na první skupinu IMF funkcí je tedy ještě aplikována metoda prahování vlnkových koeficientů WS, jedná se o metodu měkkého prahování. Tato metoda provede nejdříve přímou WT, pomocí funkce *rigrsure* zvolí prahovou hodnotu, provede prahování koeficientů vektoru rozkladu, a nakonec je aplikována zpětná WT. Testovány byly všechny funkce pro výběr prahu, které jsou předdefinovány v prostředí Matlab, jedná se o pravidla výběru *rigrsure*, *sqtwolog*, *heursure*, a *minimaxi* (detailnější popis lze nalézt v kapitole 4.6). Jako nejvhodnější varianta byla vybrána funkce *rigrsure*. *Rigrsure* je adaptivní výběr prahu pomocí Steinova nestranného odhadu rizik (SURE). Schématický princip kombinace metod ICA, EMD a WS včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 85. Testovány byly vlnky *db*, *coif*, *sym* pro 4 a 5 úrovní rozkladových úrovní, jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *db19* pro 4 úrovně rozkladu, vlnka je zobrazena na Obr. 86. Výsledky této kombinace jsou zpracovány níže. Výsledky druhé nejvhodnější kombinace, vlnky *sym10* pro 4 úrovně rozkladu lze nalézt v Příloha E.



Obr. 85: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA, EMD a WS. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izoliny, následně je aplikována metoda ICA, která signál rozloží na 3 komponenty. Poté je na fEKG, které ještě obsahuje zůstatky mEKG aplikována metoda EMD, která signál rozloží na IMF funkce. Funkce jsou rozděleny na tři skupiny. Skupina N_1 obsahuje funkce, které je potřeba filtrovat metodou WS, skupina N_2 jsou užitečné funkce, které není potřeba filtrovat, skupina N_3 jsou neužitečné funkce, které budou odstraněny. Filtrovaná skupina funkcí N_1 a skupina N_2 se po sečtení podílí na rekonstrukci vylepšeného fEKG* signálu. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.

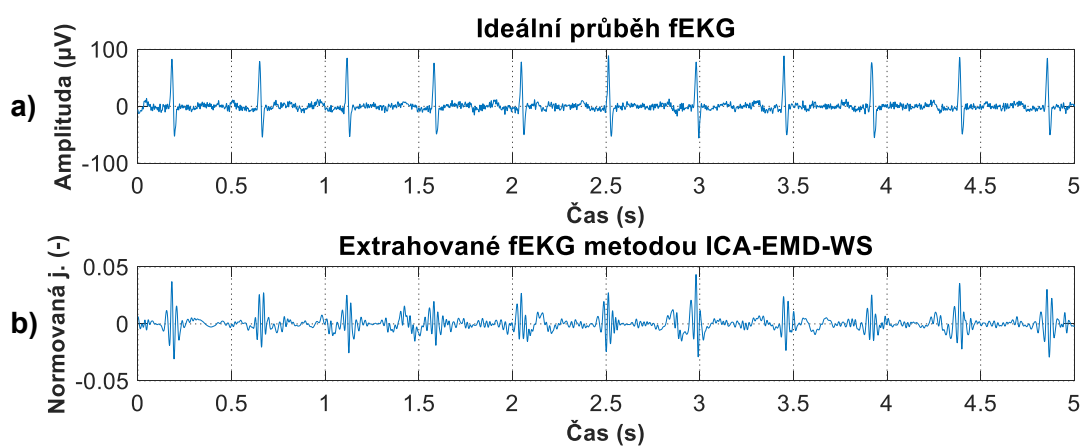


db19

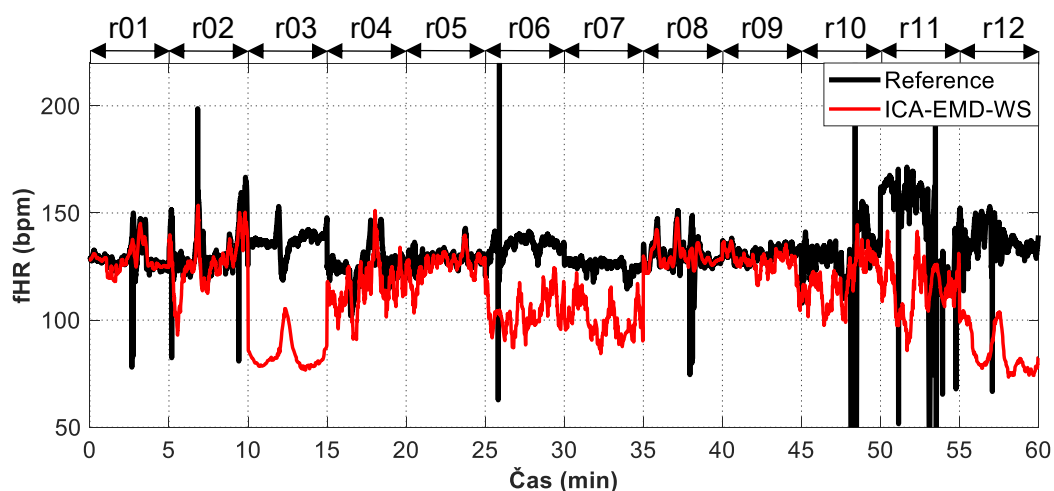
Obr. 86: Ukázka *Daubechies* vlnky s koeficientem 19 pro čtyři úrovně rozkladu.

5.11.1 Hodnocení

Cílem kombinace metod ICA, EMD a WS je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným rozdělením IMF funkcí do jednotlivých skupin, vhodnou volbou prahovací funkce a vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů. Ukázka výstupu metody ICA-EMD-WS pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 87. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 88. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 10.



Obr. 87: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EMD a WS. V tomto případě byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.

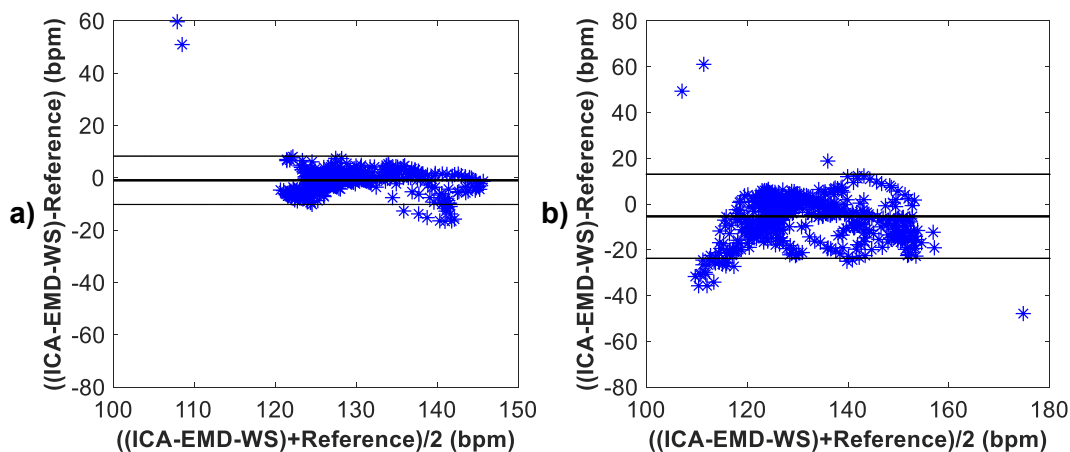


Obr. 88: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.

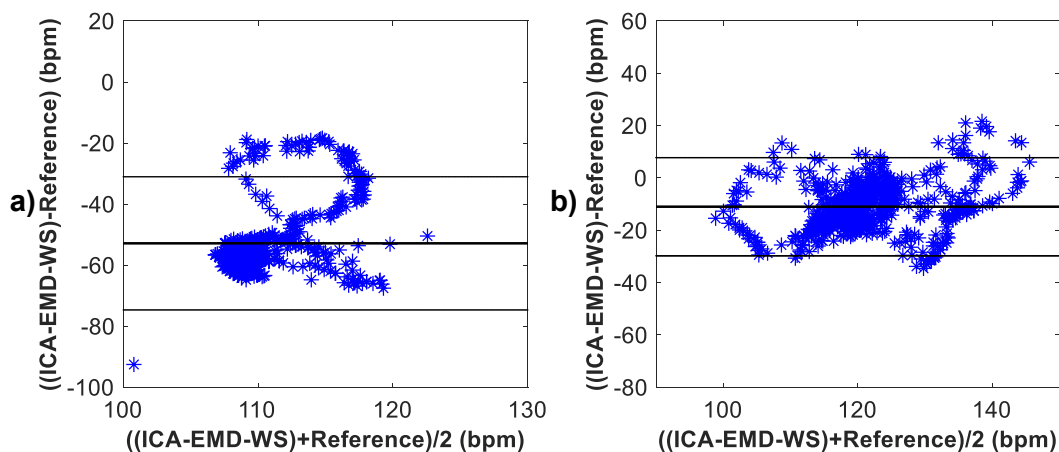
Tab. 10: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA, EMD a WS, byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	631	2	11	9,24	98,29	99,68	97,98	98,98
r02	660	632	3	25	18,37	96,19	99,53	95,76	97,83
r03	684	621	62	1	21,82	99,84	90,92	90,79	95,17
r04	632	596	23	13	18,77	97,87	96,26	94,30	97,07
r05	645	614	0	31	10,05	95,19	100,00	95,19	97,54
r06	674	660	12	2	22,01	99,70	98,21	97,92	98,95
r07	627	610	10	7	16,10	98,87	98,39	97,29	98,63
r08	651	625	12	14	10,34	97,81	98,12	96,01	97,96
r09	657	627	0	30	11,23	95,43	100,00	95,43	97,66
r10	637	629	8	0	26,48	100,00	98,74	98,74	99,37
r11	705	697	7	1	42,54	99,86	99,01	98,87	99,43
r12	685	661	23	1	25,22	99,85	96,64	96,50	98,22

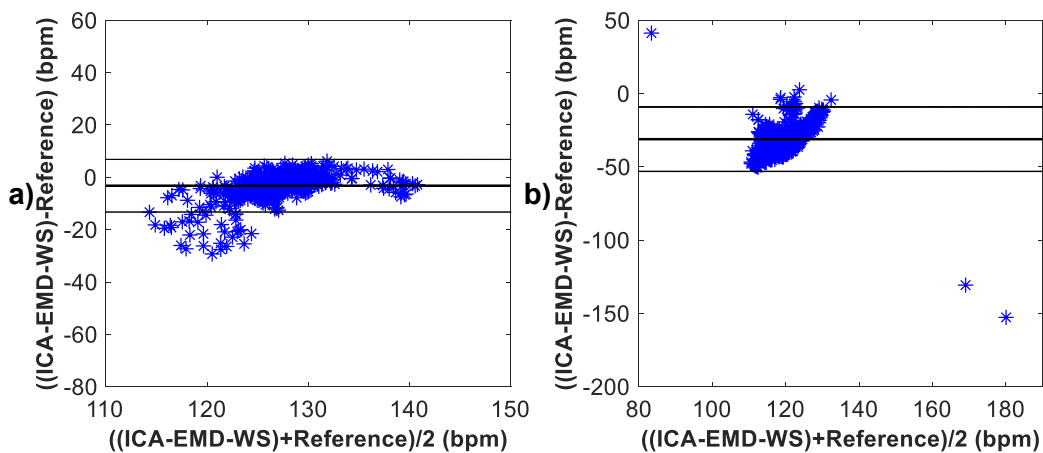
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA, EMD a WS jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 89, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 90, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 91, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 92, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 93, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 94.



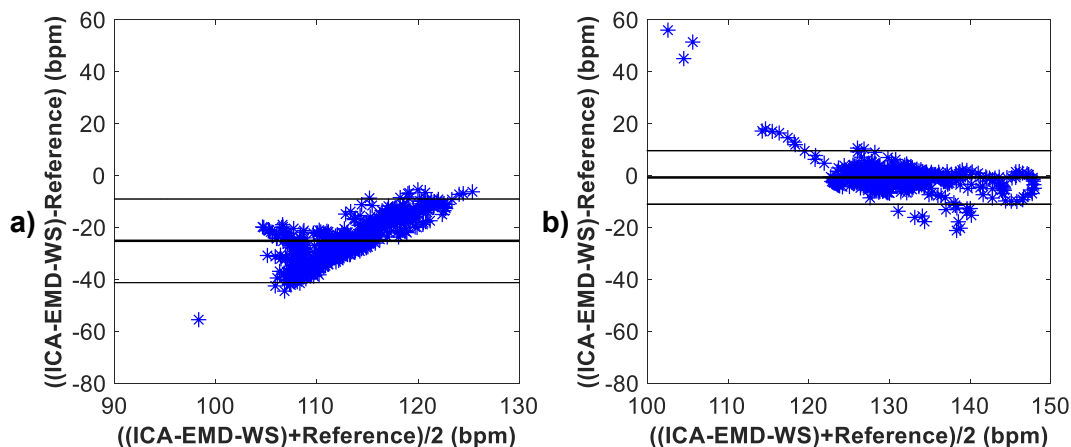
Obr. 89: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



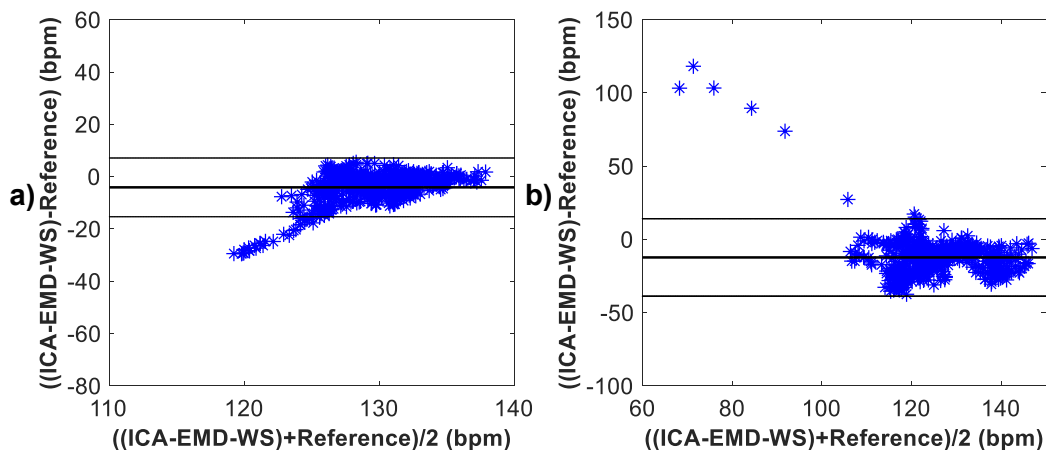
Obr. 90: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



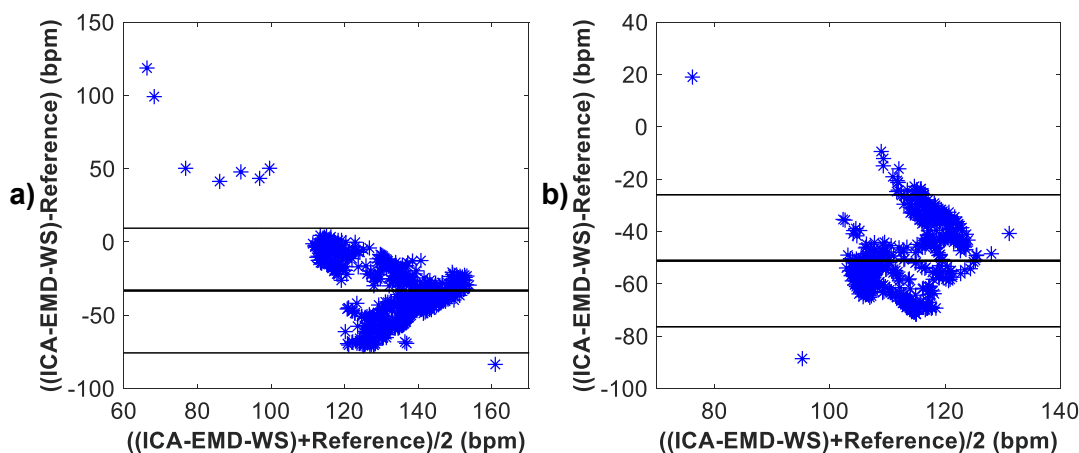
Obr. 91: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 92: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 93: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 94: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 10 zvýrazněny. Dle Tab. 10 je možné určit, že kombinace metod ICA, EMD a WS pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03 a r04. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *Se* a parametru *FI* pracuje metoda ICA-EMD-WS správně u všech záznamů.

Dle Obr. 88 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA, EMD a WS u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamu r04 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA, EMD a WS dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r05 a r08. U záznamů r02, r04, r09 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r07, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u třech záznamů a dle parametru *Se* u dvou záznamů. U osmi záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u dvou záznamů při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů nebylo dosaženo lepších výsledků. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.

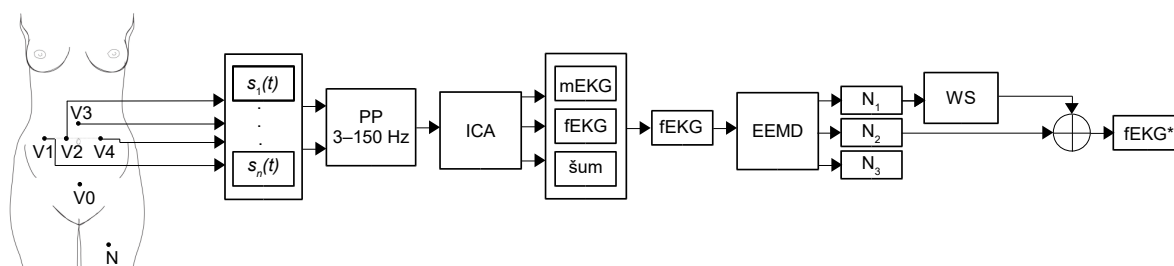
5.12 Kombinace analýzy nezávislých komponent, souboru empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů

Kombinace metod ICA, EEMD a WS funguje na podobném principu jako hybridní metoda ICA-EMD-WS. Metoda EEMD se liší od metody EMD tím, že algoritmus EEMD funguje na principu přidání náhodného bílého šumu do vstupního signálu. Následně je provedeno 50 EMD cyklů, vždy s jinou hodnotou přidaného bílého šumu. Výsledné IMF funkce jsou získány zprůměrováním výsledků těchto padesáti EMD cyklů.

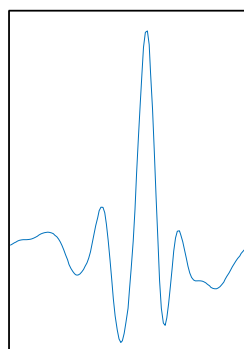
Prvním krokem hybridního algoritmu je rozložení vstupního aEKG signálu na tři komponenty pomocí metody ICA. Druhým krokem je aplikace metody EEMD na odhad fEKG se zůstatky mEKG extrahovaného metodou ICA a jeho rozložení na 14 oscilačních funkcí (IMF). Následně jsou tyto funkce stejně jako v předchozím algoritmu rozděleny do třech skupin. Jejich rozdělení do jednotlivých skupin bylo provedeno empiricky a vhodnost jejich použití byla ověřena experimentálně.

V první skupině N_1 (IMF1, IMF2, IMF3, IMF4) jsou IMF, ve kterých je dominantní šum a je na ně potřeba aplikovat metodu WS, aby byl odstraněn vysokofrekvenční šum. Po filtraci metodou WS se tyto signály mohou účastnit rekonstrukce fEKG. Druhou skupinou N_2 (IMF5) jsou užitečné IMF, které se mohou přímo účastnit rekonstrukce fEKG bez nutnosti filtrace. Třetí skupinou N_3 (IMF6–IMF14) jsou neužitečné funkce, které jsou odstraněny a na rekonstrukci fEKG se nebudou účastnit. Jednotlivé IMF extrahované metodou EEMD pro záznam r01 jsou zobrazeny na Obr. 54, Obr. 55 a Obr. 56.

Na první skupinu IMF funkcí je tedy ještě aplikována metoda prahování vlnkových koeficientů WS, jedná se o metodu měkkého prahování. Tato metoda provede nejdříve přímou WT, pomocí funkce *rigrsure* zvolí prahovou hodnotu, provede prahování koeficientů vektoru rozkladu, a nakonec je aplikována zpětná WT. Testovány byly všechny funkce pro výběr prahu, které jsou předdefinovány v prostředí Matlab, jedná se o pravidla výběru *rigrsure*, *sqtwolog*, *heursure*, a *minimaxi* (detailnější popis lze nalézt v kapitole 4.6). Jako nejvhodnější varianta byla vybrána funkce *rigrsure*. Schématický princip kombinace ICA-EEMD-WS včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 95. Testovány byly vlnky *db*, *coif*, *sym* pro 4 a 5 úrovní rozkladových úrovní, jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *sym10* pro 4 úrovně rozkladu, ukázkou vlnky lze nalézt na Obr. 96. Výsledky druhé nejvhodnější kombinace, vlnky *db11* pro 4 úrovně rozkladu lze nalézt v Příloha E.



Obr. 95: Schéma zobrazující princip kombinace metod ICA, EEMD a WS. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izolinie, následně je aplikována metoda ICA, která signál rozloží na 3 komponenty. Poté je na fEKG, které ještě obsahuje zůstatky mEKG aplikována metoda EEMD, která signál rozloží na IMF funkce. Funkce jsou rozděleny na tři skupiny. Skupina N_1 obsahuje funkce, které je potřeba filtrovat metodou WS, skupina N_2 jsou užitečné funkce, které není potřeba filtrovat, skupina N_3 jsou neužitečné funkce, které budou odstraněny. Filtrovaná skupina funkcí N_1 a skupina N_2 se po sečtení podílí na rekonstrukci vylepšeného fEKG* signálu. Skalpová elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.

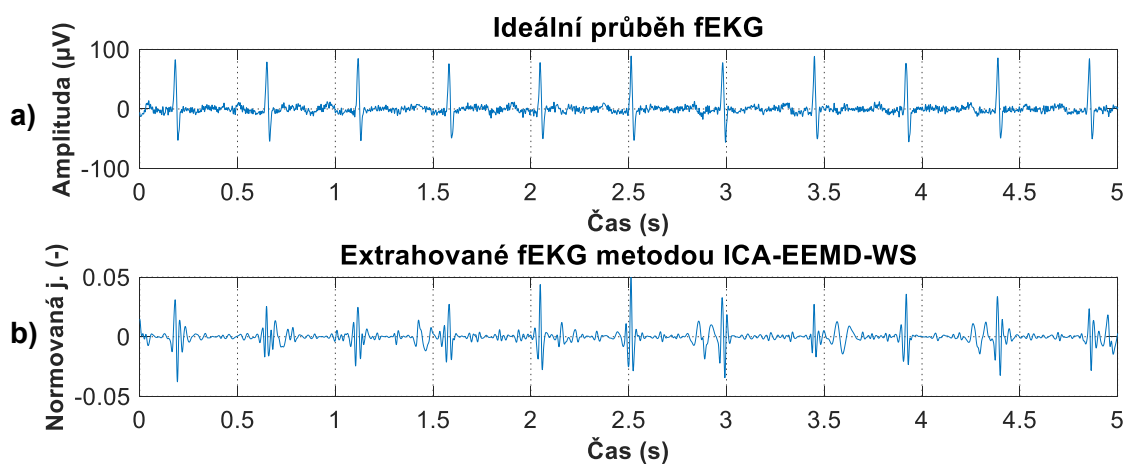


sym10

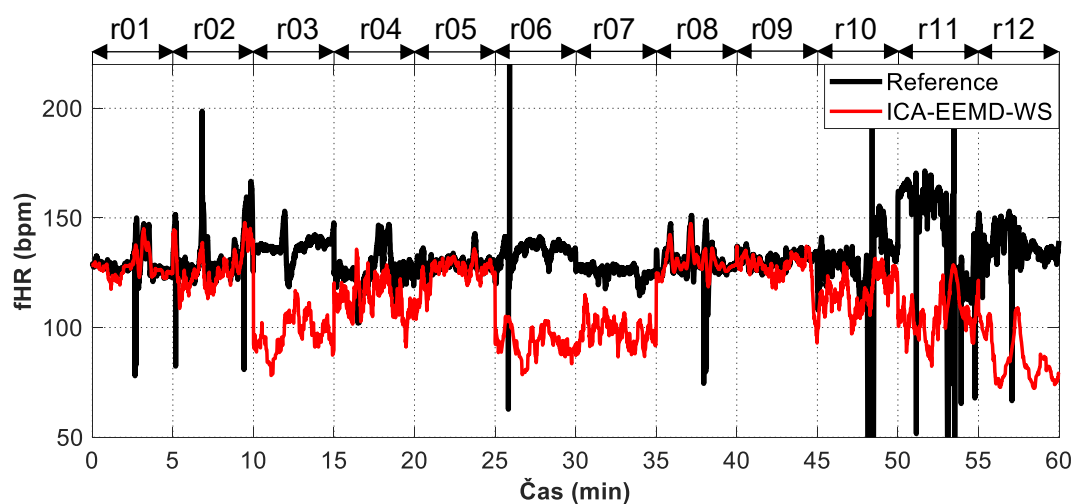
Obr. 96: Ukázka *Symlet* vlnky s koeficientem 10, pro čtyři úrovně rozkladu.

5.12.1 Hodnocení

Cílem kombinace metod ICA, EEMD a WS je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným rozdělením IMF funkcí do jednotlivých skupin, vhodnou volbou prahovací funkce a vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů. Ukázka výstupu metody ICA-EEMD-WS pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 97. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 98. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 11.



Obr. 97: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EEMD a WS. V tomto případě byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.

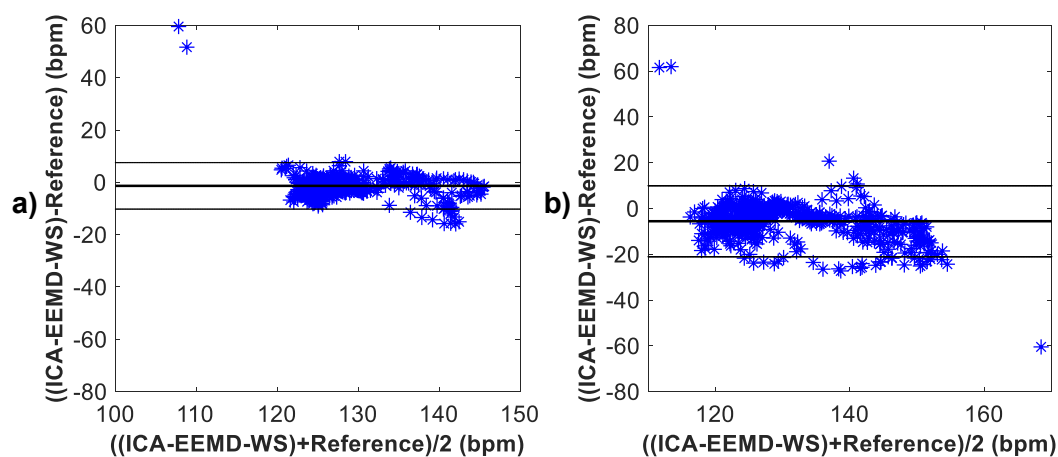


Obr. 98: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EEMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.

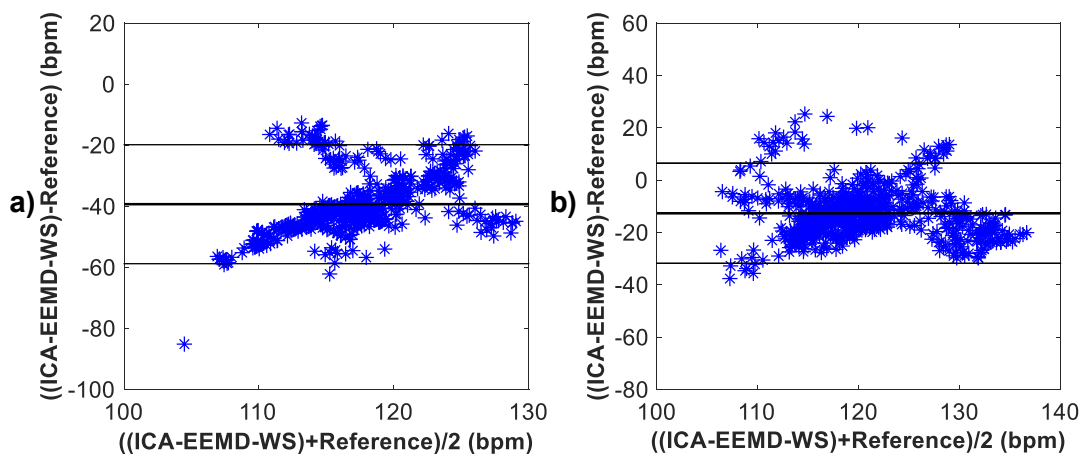
Tab. 11: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA, EEMD a WS, byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	629	4	11	8,84	98,28	99,37	96,67	98,82
r02	660	625	5	30	15,51	95,42	99,21	94,70	97,28
r03	684	638	43	3	19,49	99,53	93,69	95,03	97,45
r04	632	592	34	6	19,13	99,00	94,57	93,67	96,73
r05	645	603	0	42	9,92	93,49	100,00	93,49	96,64
r06	674	665	6	3	20,58	99,55	99,11	98,67	99,33
r07	627	605	18	4	13,01	99,34	97,11	96,49	98,21
r08	651	629	11	11	10,30	98,28	98,28	96,62	98,28
r09	657	629	0	28	13,59	95,74	100,00	95,74	97,82
r10	637	630	6	1	24,06	99,84	99,06	98,90	99,45
r11	705	698	7	0	45,60	100,00	99,01	99,01	99,50
r12	685	660	15	10	26,32	98,51	97,78	96,35	98,14

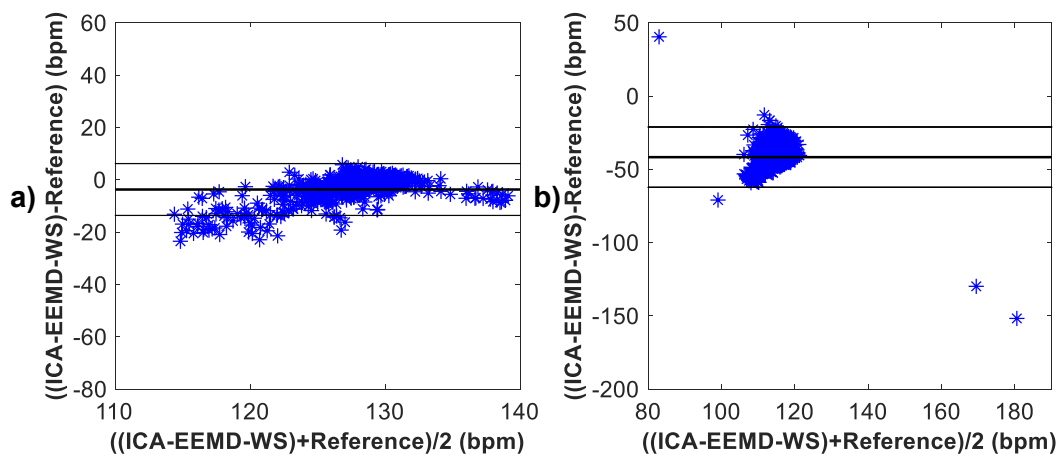
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA, EEMD a WS jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 99, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 100, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 101, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 102, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 103, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 104.



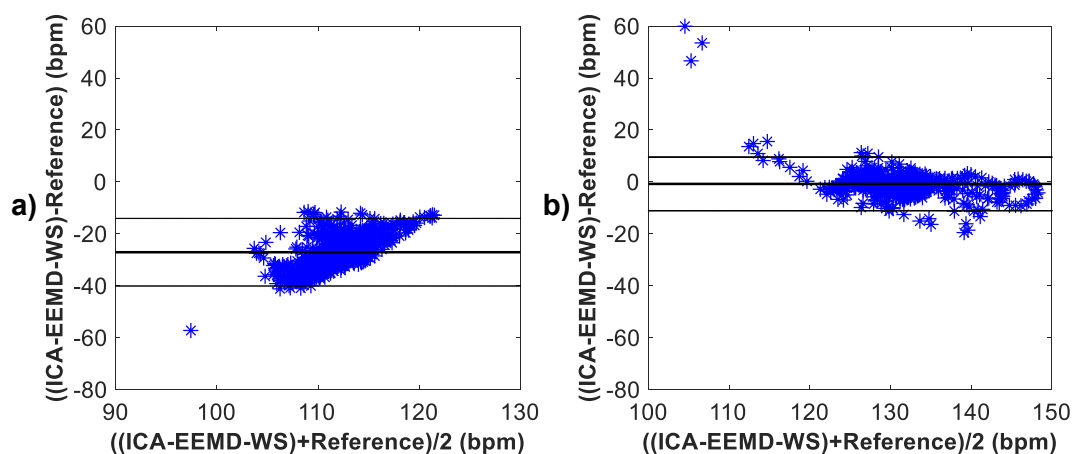
Obr. 99: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



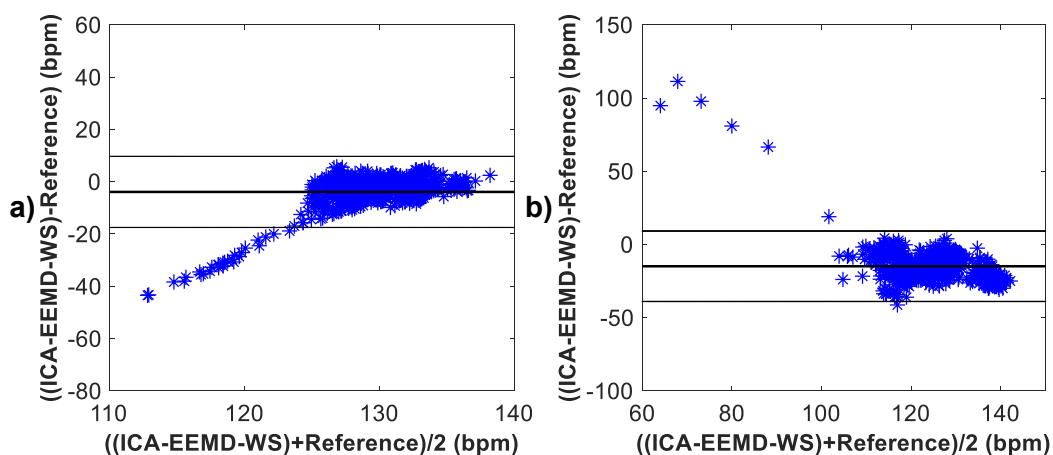
Obr. 100: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



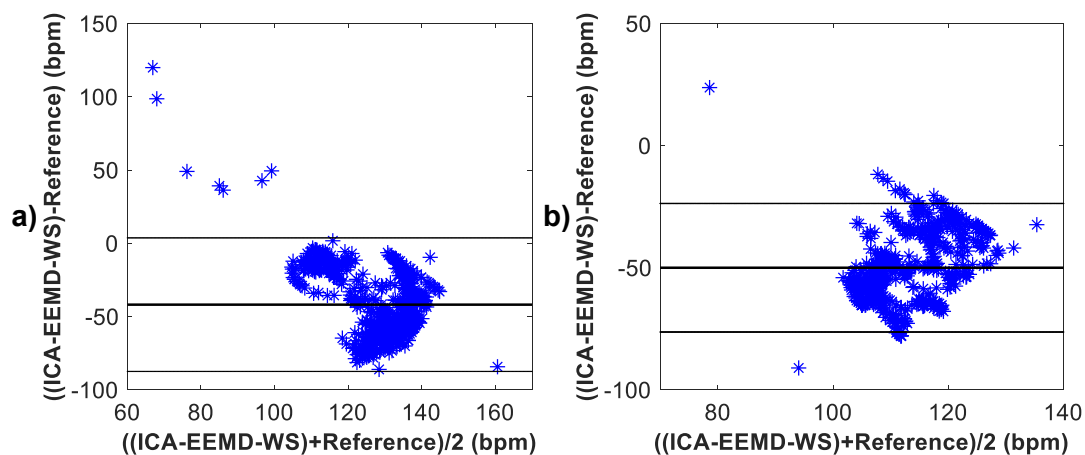
Obr. 101: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 102: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 103: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 104: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 11 zvýrazněny. Dle Tab. 11 je možné určit, že hybridní metoda ICA-EEMD-WS pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r02, r04 a r05. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r05. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03 a r04. Na základě parametru *FI* pracuje metoda ICA-EEMD-WS správně u všech záznamů.

Dle Obr. 98 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA, EEMD a WS u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamu r04 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA, EEMD a WS dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r05, r08 a r09. U záznamů r02, r04 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r07, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

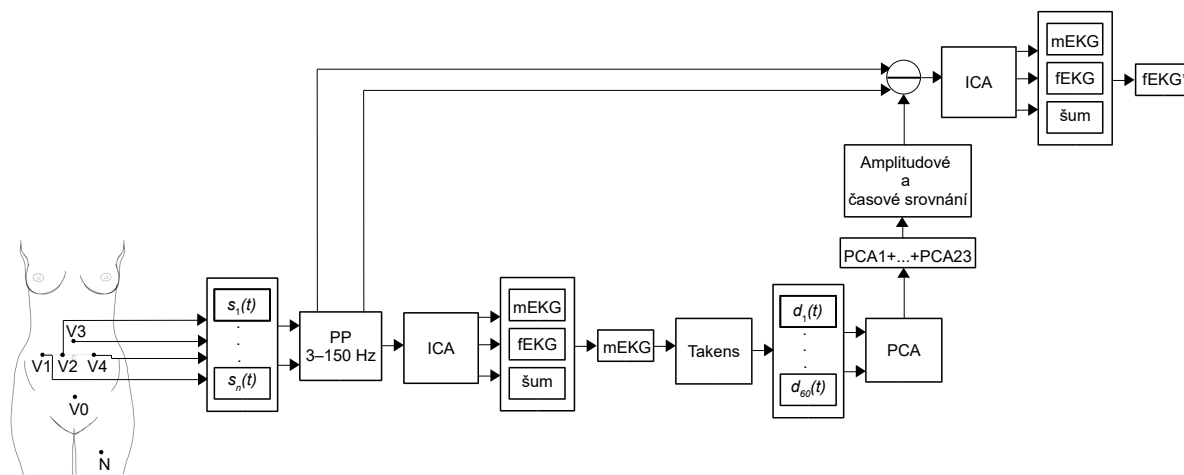
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u dvou záznamů a dle parametru *Se* u jednoho záznamu. U osmi záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u dvou záznamů při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů došlo ke zlepšení u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.

5.13 Kombinace analýzy nezávislých komponent, analýzy hlavních komponent a opětovné aplikace analýzy nezávislých komponent

Prvním krokem kombinace metod ICA, PCA a druhé aplikace metody ICA je rozložení vstupního aEKG signálu na tři komponenty pomocí metody ICA. Komponenty mají většinou charakter šumu, mEKG a odhad fEKG se zůstatky mEKG. Ve druhém kroku je vybrána mEKG komponenta, pro kterou je pomocí funkce Takens vytvořena stavově-prostorová reprezentace. Bod v konstruovaném prostoru je vektor dle rovnice (5.5):

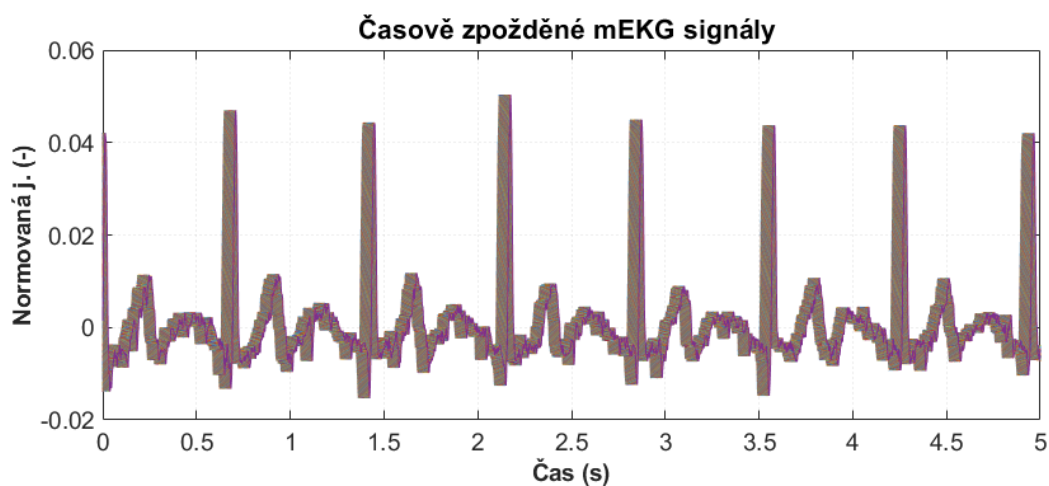
$$\mathbf{x}^{(n)} = [x(n), x(n + \tau), \dots, x(n + (d - 1)\tau)]^T, \quad (5.5)$$

kde $x(n)$ je zpracovávaný jednodimenzionální signál, τ je časové zpoždění a d je nová dimenze signálu. Dle studie [11] bylo zvoleno $\tau = 1$ a $d = 60$. Následně je aplikována metoda PCA, která vytvoří lokální signální podprostory a projektuje jednotlivé body trajektorie do korespondujících podprostorů. Metoda PCA vytvoří 60 hlavních komponent. Dále je potřeba zvolit ty komponenty, jejichž sečtením bude vytvořena vylepšená varianta mEKG. Bylo vybráno Kaiserovo pravidlo výběru PCA komponent, které doporučuje výběr všech komponent, jejichž vlastní čísla jsou větší než 1. Pravidlo vychází ze skutečnosti, že vlastní čísla spojená s komponentou jsou v podstatě měřítkem toho, jak velký vliv má proměnná na vstup. Dle pravidla bylo v tomto případě vybráno a sečteno prvních 23 PCA komponent. Toto vylepšené mEKG je po amplitudovém a časovém srovnání odečteno od původních vstupních aEKG signálů. V posledním kroku je na aEKG signály, od kterých byla odečtena mEKG složka opětovně aplikována metoda ICA, která extrahuje tři komponenty a jedna z nich je vylepšené fEKG*. Schématický princip kombinace ICA-PCA-ICA včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 105.

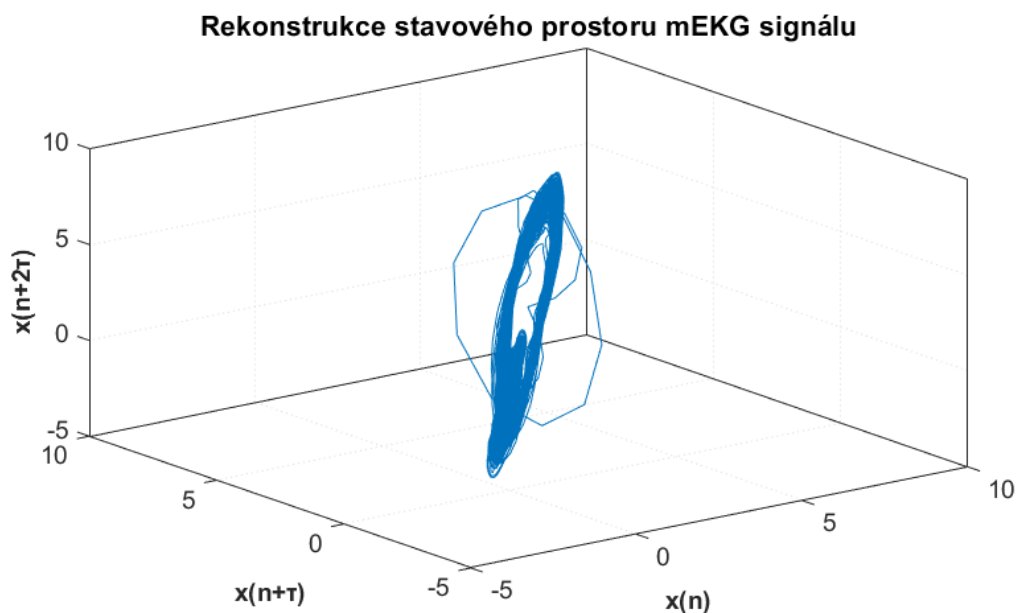


Obr. 105: Schéma zobrazující princip metody ICA-PCA-ICA. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4, dále jsou signály filtrovány pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izoliny, následně je aplikována metoda ICA, která signál rozloží na 3 komponenty. Poté je na mEKG aplikována funkce Takens, která vytvoří stavově-prostorovou reprezentaci signálu, tedy 60 dimenzí. Na těchto 60 signálů je aplikována PCA metoda a vytvořen součet prvních 23 komponent. Po amplitudovém a časovém srovnání původních vstupních aEKG signálů a součtu PCA komponent, je odečten součet PCA komponent od předzpracovaných aEKG signálů. Opětovně je na předzpracované aEKG signály, od kterých je odečtena mEKG komponenta aplikována metoda ICA, která extrahuje tři komponenty a jedna z nich je vylepšené fEKG*. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.

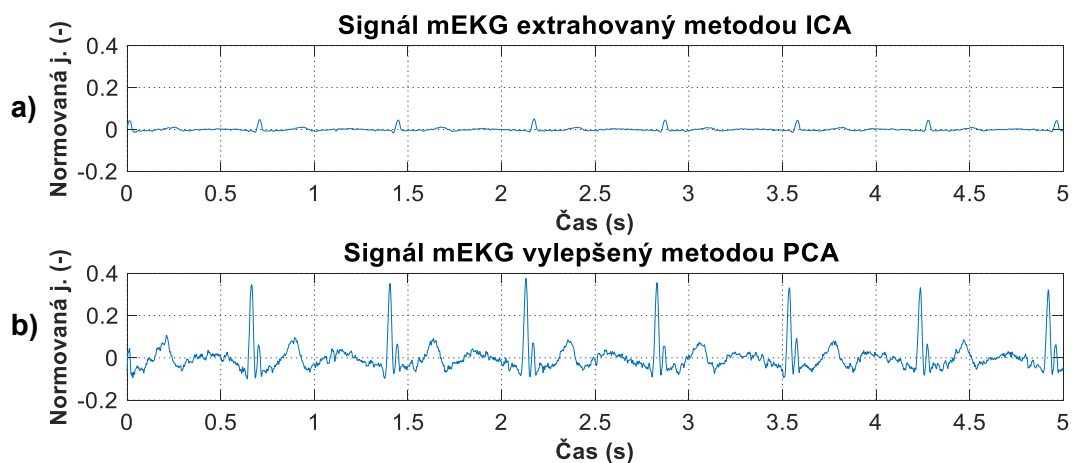
Časově zpožděné mEKG signály získané pomocí funkce Takens jsou zobrazeny na Obr. 106. Rekonstrukce stavového prostoru mEKG signálu pomocí funkce Takens je zobrazena na Obr. 107. Původní mEKG komponenta a vylepšená mEKG komponenta metodou PCA je zobrazena na Obr. 108. Abdominální signály po odečtení vylepšené mEKG komponenty jsou zobrazeny na Obr. 109.



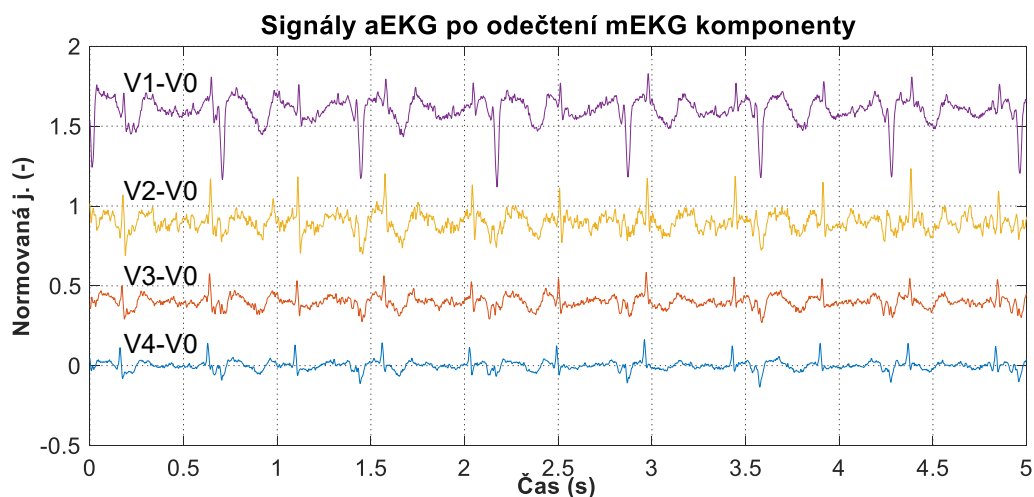
Obr. 106: Časově zpožděné mEKG signály získané pomocí funkce Takens.



Obr. 107: Rekonstrukce stavového prostoru mEKG signálu pomocí funkce Takens.



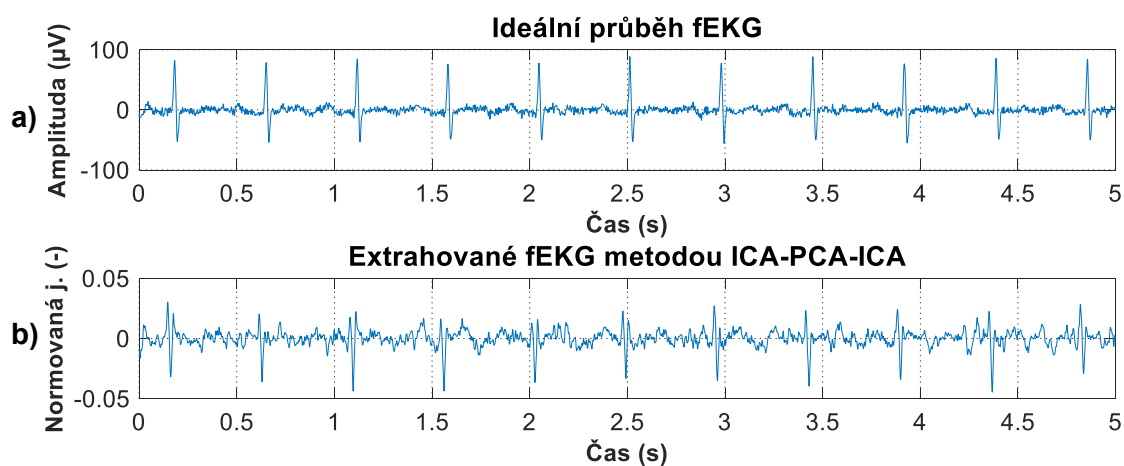
Obr. 108: Signál mEKG a) extrahovaný metodou ICA a b) vylepšený metodou PCA.



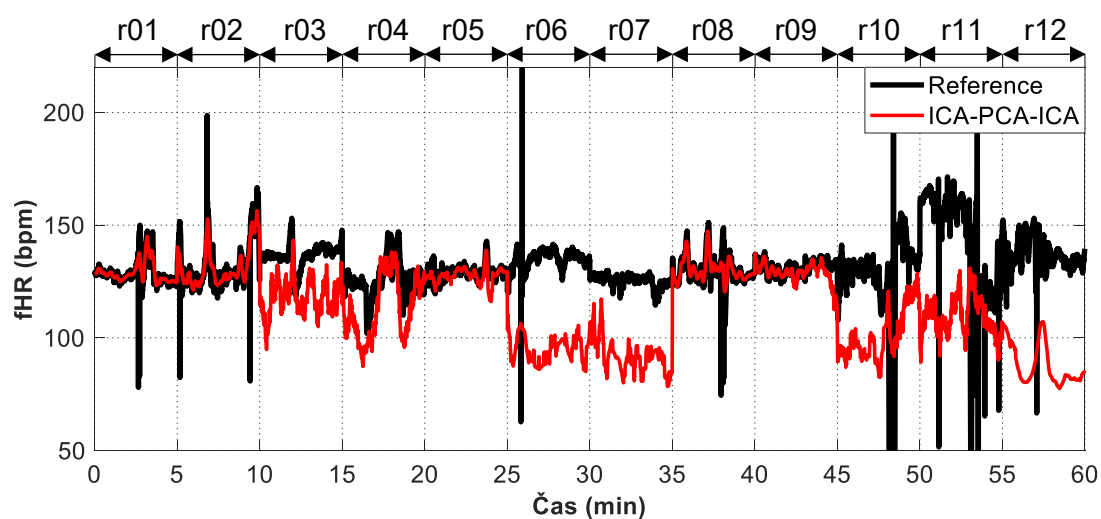
Obr. 109: Signály aEKG po odečtení mEKG signálu vylepšeného metodou PCA.

5.13.1 Hodnocení

Cílem metody ICA-PCA-ICA je vylepšit mEKG složku extrahovanou první aplikací metody ICA pomocí funkce Takens a aplikací metody PCA. Tato vylepšená mEKG komponenta je odečtena od původních aEKG signálů. Na tyto aEKG signály je opět aplikována ICA, která opět extrahuje tři komponenty, z nichž jedna je vylepšená varianta fEKG*. Ukázka výstupu metody ICA-PCA-ICA pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 110. Zobrazení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 111. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 12.



Obr. 110: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného metodou ICA-PCA-ICA.



Obr. 111: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-PCA-ICA všech záznamů a jejich referencí.

Tab. 12: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů metodou ICA-PCA-ICA.

Záznamy	n	TP	FP	FN	±1, 96 SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	619	11	14	8,18	97,79	98,25	96,12	98,02
r02	660	639	8	13	11,29	98,01	98,76	96,82	98,38
r03	684	646	34	4	18,81	99,38	95,00	94,44	97,14
r04	632	615	6	11	18,81	98,24	99,03	97,31	98,63
r05	645	610	4	31	5,89	95,16	99,35	94,57	97,21
r06	674	656	15	3	20,25	99,54	97,76	97,33	98,64
r07	627	600	26	1	15,16	99,83	95,85	95,69	97,80
r08	651	623	13	15	10,18	97,65	97,96	95,70	97,80
r09	657	628	0	29	8,55	95,59	100,00	95,59	97,75
r10	637	623	14	0	30,09	100,00	97,80	97,80	98,89
r11	705	696	8	1	41,14	99,86	98,86	98,72	99,36
r12	685	661	23	1	23,80	99,85	96,64	96,50	98,22

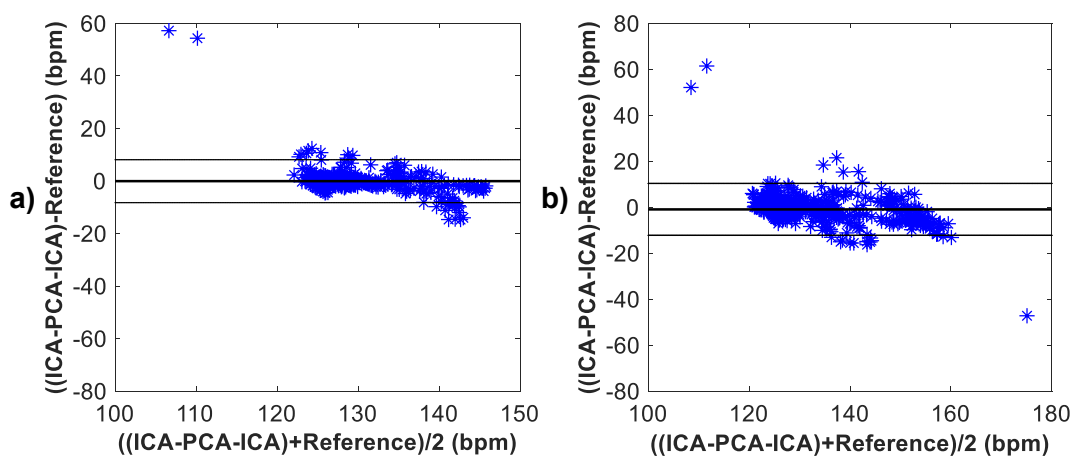
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 12 zvýrazněny. Dle Tab. 12 je možné určit, že hybridní metoda ICA-PCA-ICA pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03 a r05. Na základě parametrů *Se*, *PPV* a *F1* pracuje metoda ICA-PCA-ICA správně u všech záznamů.

Dle Obr. 111 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla metoda ICA-PCA-ICA u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamu r04 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

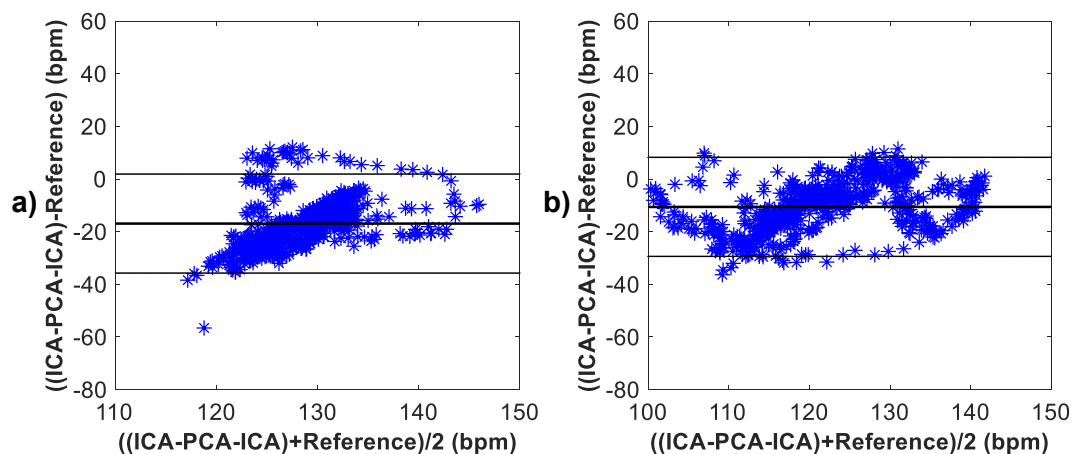
Bland-Altmanovy grafy pro metodu ICA-PCA-ICA jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 112, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 113, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 114, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 115, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 116, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 117.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že metoda ICA-PCA-ICA dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. U záznamů r03 a r04 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r06, r07, r10, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

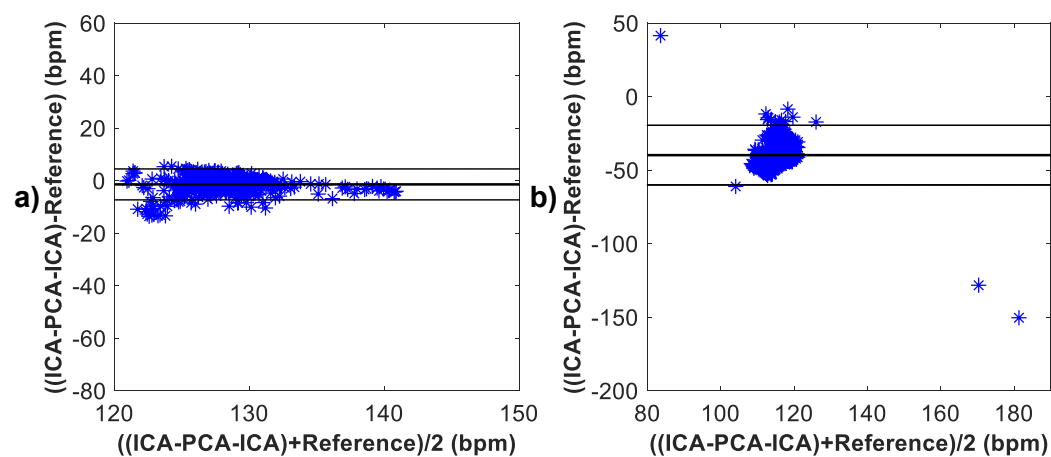
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u třech záznamů, dle parametru *Se* u dvou záznamů a dle parametru *PPV* u jednoho záznamu. U osmi záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u dvou záznamů při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů došlo ke zlepšení rovněž u dvou záznamů. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.



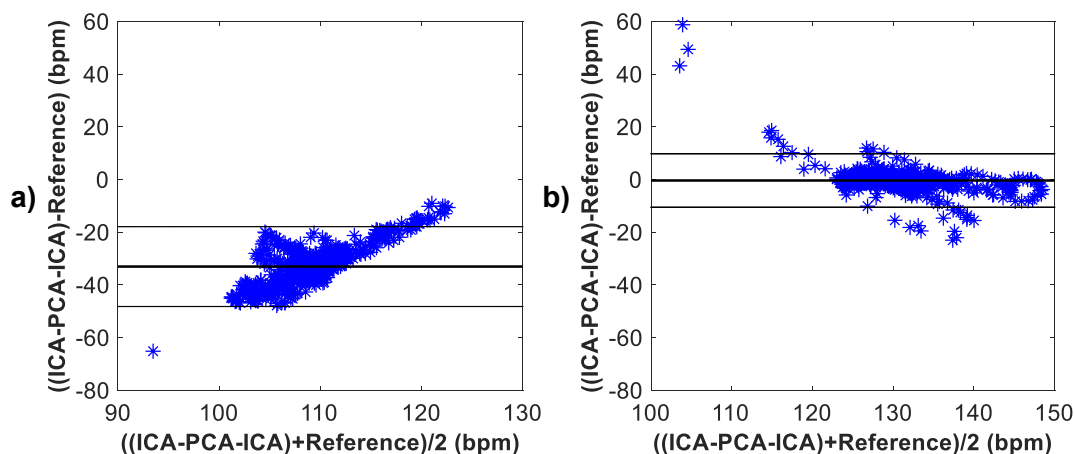
Obr. 112: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



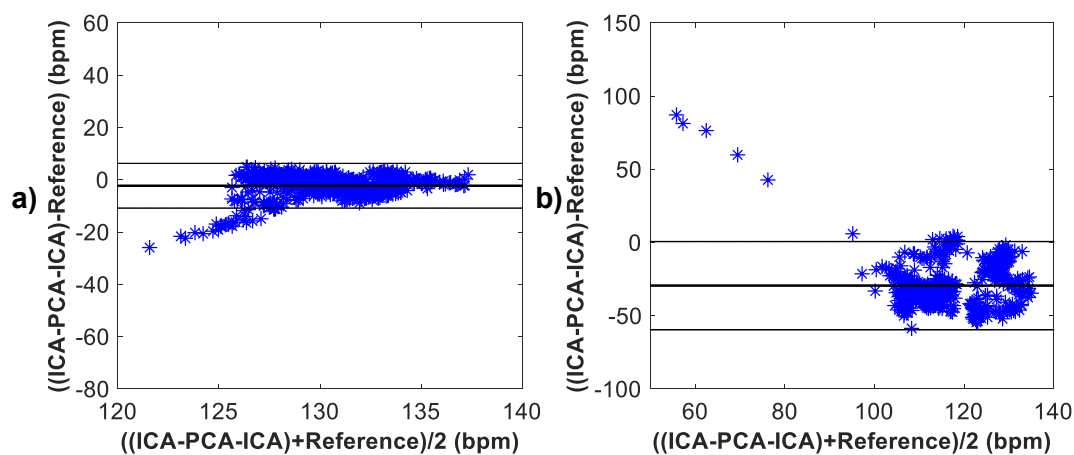
Obr. 113: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



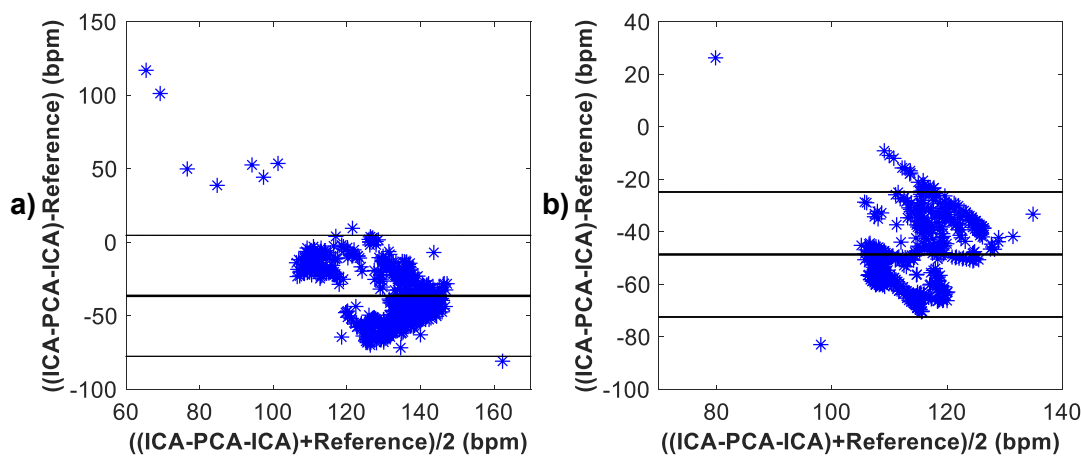
Obr. 114: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 115: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 116: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 117: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu metodou ICA-PCA-ICA a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

5.14 Kombinace empirické modální dekompozice a vlnkové transformace

Kombinovaná metoda EMD-WT funguje na odlišném principu než předchozí metody. V tomto případě již není prvním krokem aplikace metody ICA, ale metody EMD, která rozloží vstupní signál na 19 oscilačních funkcí. Kombinovaná metoda má dvě fáze, první fáze je testovací, kdy je potřeba vhodně zvolit IMF funkce, na které bude aplikována metoda WT. Všechny IMF funkce vstupních signálů jsou korelovány s ideálním fEKG. Dále je vypočítán korelační koeficient pro všechny funkce a je porovnán s prahovou hodnotou, která byla stanovena jako podíl hodnoty největšího korelačního koeficientu a optimálního parametru, viz rovnice (5.6). Parametr μ_1 je korelační koeficient a η je optimální parametr. V případě extrakce fEKG je vhodné zvolit jako optimální parametr hodnotu 4, dle studie Azbari a kol. [17]. Hodnota korelačního koeficientu -1 značí zcela nepřímou závislost. Hodnota korelačního koeficientu $+1$ značí zcela přímou závislost.

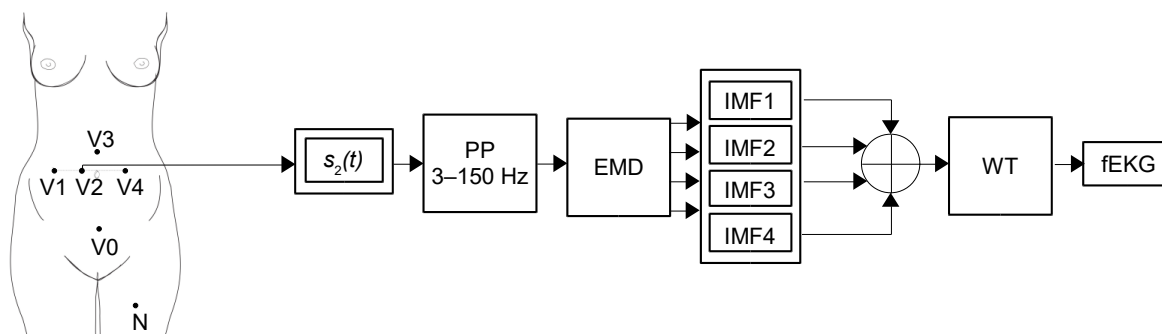
$$\lambda = \frac{|\max(\mu_1)|}{\eta}. \quad (5.6)$$

Dle Obr. 119, Obr. 120 a Tab. 14 lze vidět, že nejčastěji měly vyšší než prahovou hodnotu korelačního koeficientu první čtyři IMF funkce, jejichž součet byl použit pro další zpracování, tímto končí testovací fáze.

Tato kombinovaná metoda má dvě fáze právě proto, že v praxi není známo ideální fEKG a není možné tuto testovací fázi použít. Testovací fáze tak slouží pro nalezení nejvhodnějšího nastavení, které by vyhovovalo většině vstupních signálů a bylo by tak možné toto pevně dané nastavení aplikovat pro co nejširší škálu aEKG signálů.

Samotná fáze zpracování se tedy skládá z rozložení aEKG signálu na IMF funkce a aplikace WT metody na součet prvních čtyř IMF funkcí. Samotná metoda EMD minimalizuje vliv mEKG složky v abdominálním signálu jen málo, velkou roli tak hraje metoda WT a vhodně definovaný počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficienty. Schématický princip kombinace metod EMD a WT včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 118. V této práci byly testovány hodnoty rozkladové úrovně 4 a 5 a vlnky typu *coif*, *sym*, *db*. Jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *sym10* a 4 úroveň rozkladu, ukázkou vlnky lze nalézt na Obr. 96. Výsledky této kombinace jsou zpracovány níže. Výsledky vlnky *db8* lze nalézt v Příloha G.

Metoda EMD je jednokanálová metoda a na vstupu tedy vyžaduje pouze jeden vstupní signál. Pro testování bylo potřeba pro každý záznam vybrat nejvhodnější abdominální signál. Ten byl vybrán dle nejnižší hodnoty $\pm 1,96 SD$, viz Tab. 13. Pro záznamy r01, r02, r06, r08, r09, r10, r11 a r12 byl pro další zpracování vybrán druhý aEKG signál, pro záznam r03 byl vybrán čtvrtý aEKG signál, pro záznamy r04 a r07 byl vybrán třetí aEKG signál a pro záznam r05 byl vybrán první aEKG signál. Jednotlivé IMF funkce získané metodou EMD z druhého aEKG signálu záznamu r01 jsou zobrazeny na Obr. 121, Obr. 122 a Obr. 123.



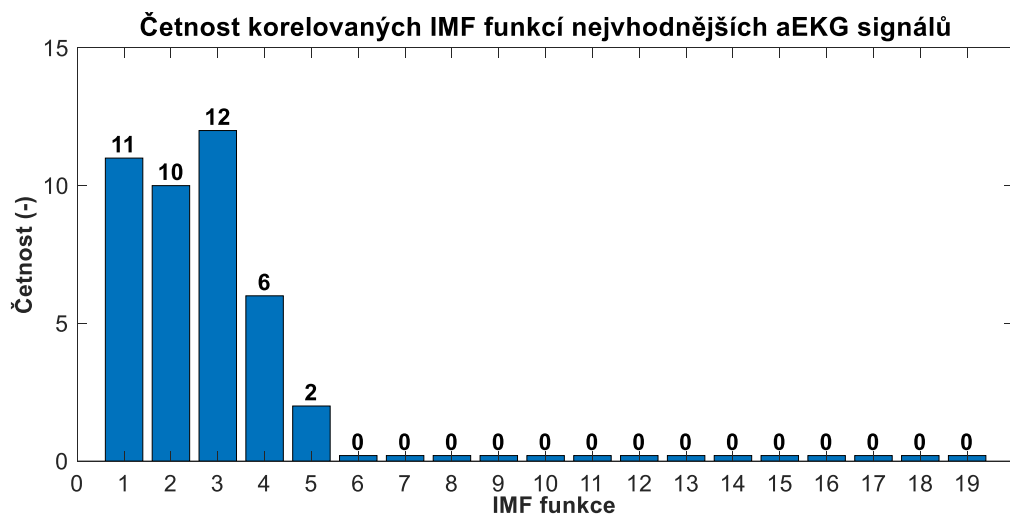
Obr. 118: Schéma zobrazující princip kombinace metod EMD a WT. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4. Metoda je jednokanálová a pro zpracování je vybrán pouze jeden aEKG signál, který je filtrován pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izolinie. Následně je aplikována metoda EMD, která signál rozloží na IMF funkce. Jsou vybrány první čtyři IMF funkce, které jsou sečteny a na jejich součet je aplikována metoda WT s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.

Tab. 13: Stanovení hodnoty $\pm 1,96 SD$ pro jednotlivé aEKG signály všech 12 záznamů. Hodnoty jsou určeny v bpm. Nejnížší hodnoty, a tedy nejvhodnější kombinace pro daný záznam jsou zvýrazněny.

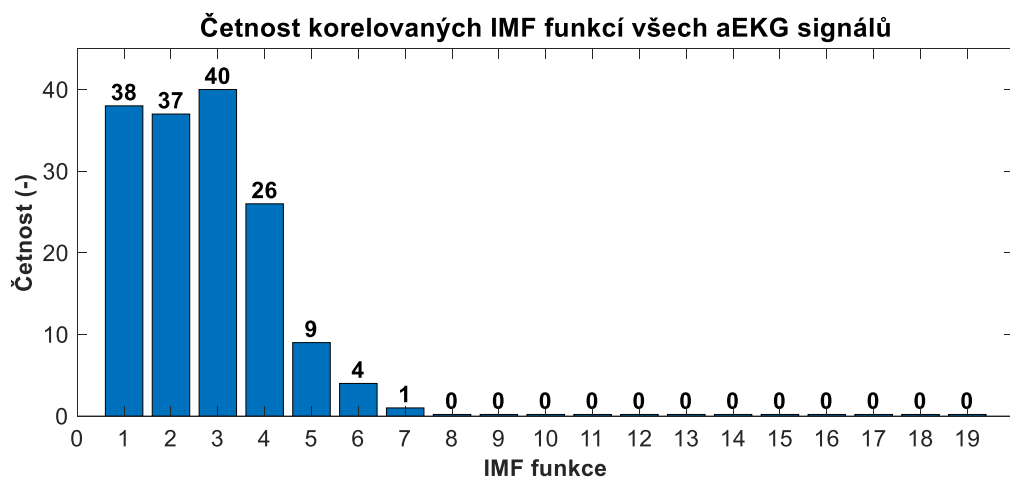
Elektroda	Záznamy											
	r01	r02	r03	r04	r05	r06	r07	r08	r09	r10	r11	r12
1	17,93	25,67	21,81	28,30	11,54	22,09	18,43	24,77	19,29	29,28	51,17	24,35
2	10,38	18,29	21,84	24,55	14,77	20,60	17,24	11,58	13,32	27,28	39,72	23,61
3	15,78	26,65	29,19	24,14	14,41	31,82	14,83	13,68	18,29	33,23	42,70	28,53
4	23,60	26,95	21,75	27,75	12,58	23,47	18,08	20,44	14,35	35,05	51,55	24,32

Tab. 14: Stanovení IMF funkcí jejichž hodnoty korelačního koeficientu jsou vyšší než prahová hodnota. Tyto funkce jsou vhodné pro rekonstrukci fEKG signálu.

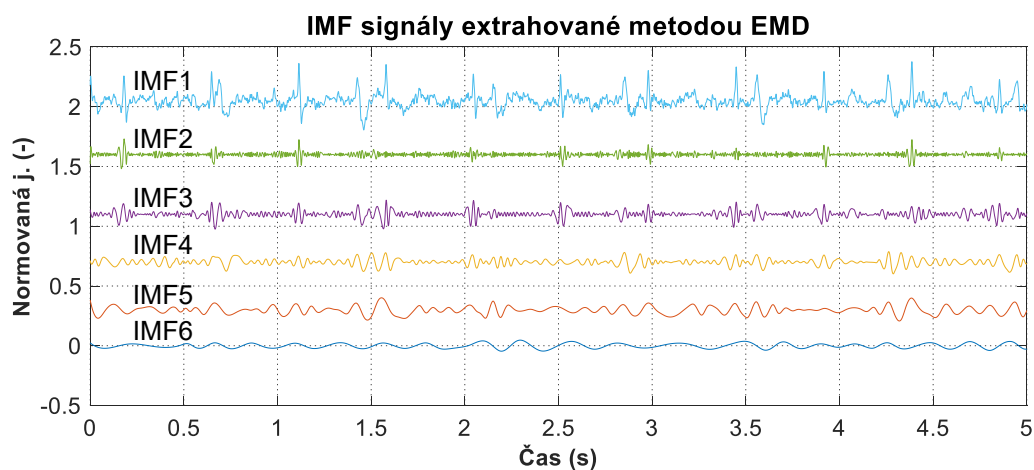
	Záznamy											
	r01	r02	r03	r04	r05	r06	r07	r08	r09	r10	r11	r12
IMF	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	3
	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	2	
	3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	3	
	4	4		5	4		4	4				



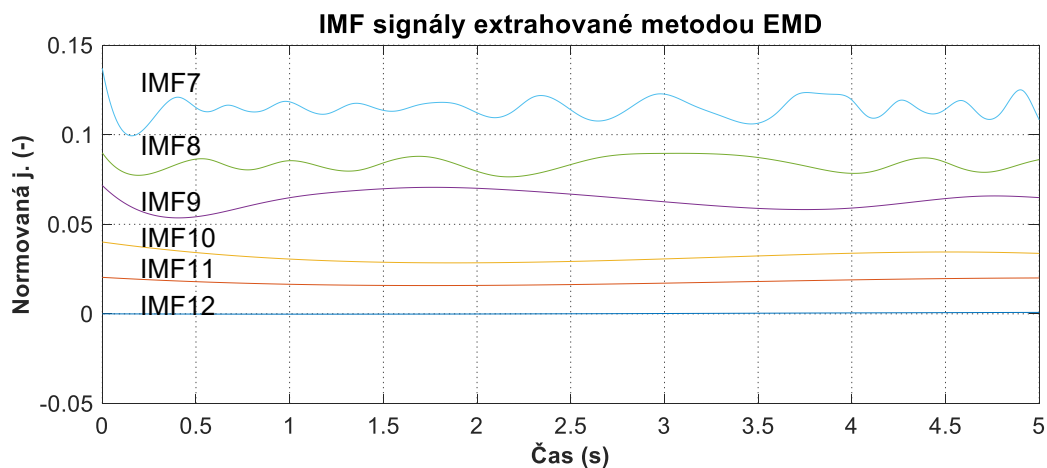
Obr. 119: Četnost jednotlivých IMF funkcí jejichž korelační koeficient má větší hodnotu, než je práh pro nejvhodnější signály z každého záznamu.



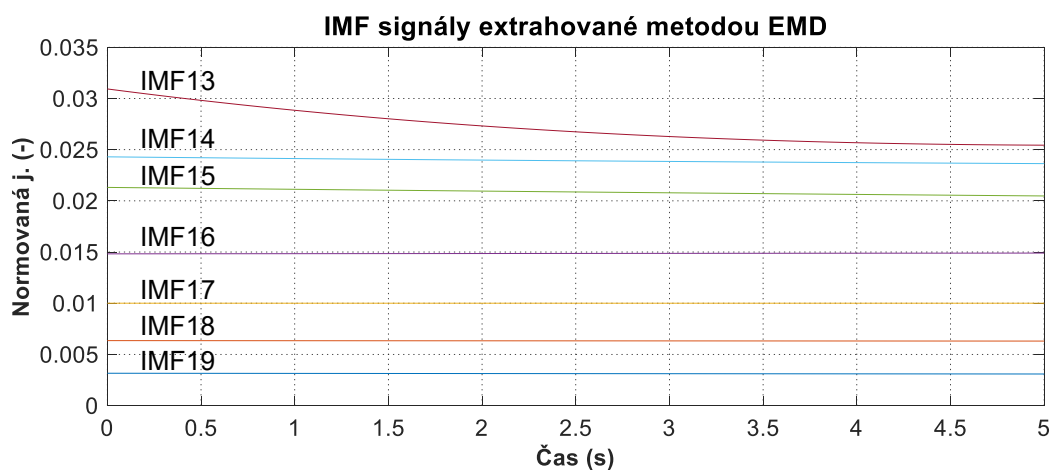
Obr. 120: Četnost jednotlivých IMF funkcí jejichž korelační koeficient má větší hodnotu, než je práh pro všechny signály z každého záznamu.



Obr. 121: Průběhy IMF funkcí 1–6 extrahovaných metodou EMD.



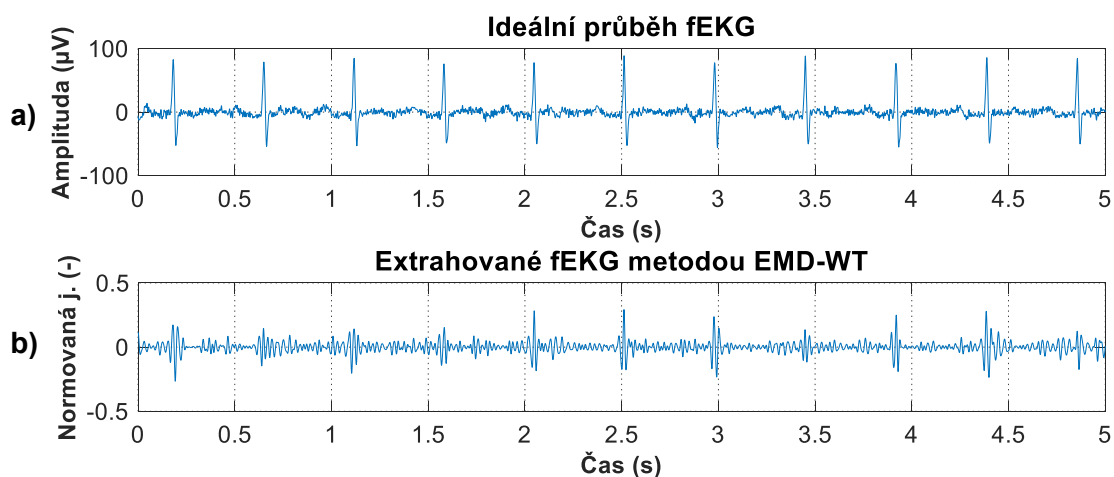
Obr. 122: Průběhy IMF funkcí 7–12 extrahovaných metodou EMD.



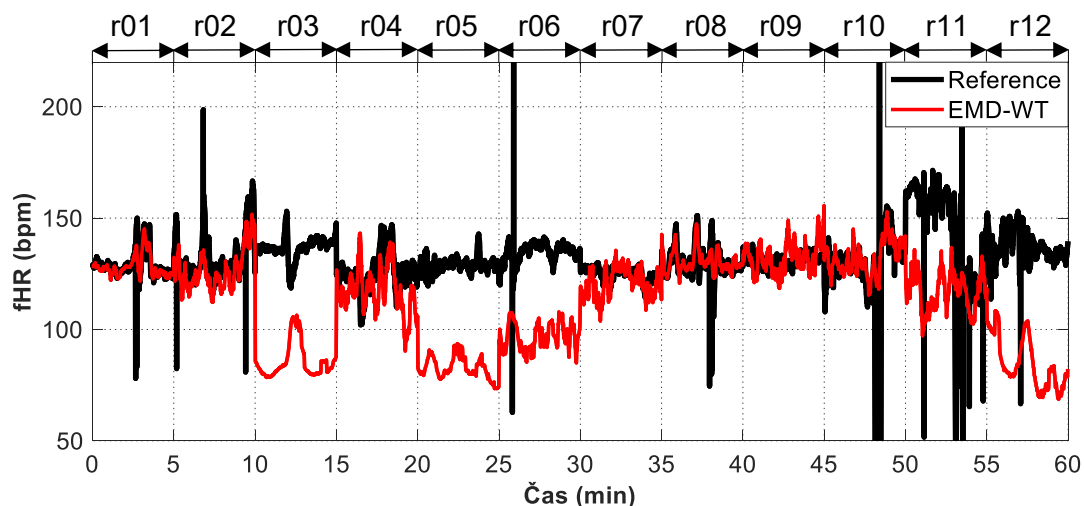
Obr. 123: Průběhy IMF funkcí 13–19 extrahovaných metodou EMD.

5.14.1 Hodnocení

Cílem metody EMD-WT je vhodným výběrem úrovně rozkladu, typu vlnky a koeficientu vlnky vylepšit fEKG extrahované metodou EMD. To je vytvořeno součtem IMF funkcí s vyšší hodnotou korelačního koeficientu, než je prahová hodnota. Ukázka výstupu metody EMD-WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 124. Zobrazení fHRV všech záznamů je zobrazeno na Obr. 125. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 15.



Obr. 124: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EMD a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.



Obr. 125: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.

Tab. 15: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod EMD a WT, byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	626	6	12	8,45	98,12	99,05	97,20	98,58
r02	660	634	13	13	16,51	97,99	97,99	96,06	97,99
r03	684	629	54	1	22,94	99,84	92,09	91,96	95,81
r04	632	591	31	10	23,53	98,34	95,02	93,51	96,65
r05	645	626	14	5	11,87	99,21	97,81	97,05	98,51
r06	674	665	6	3	19,58	99,55	99,11	98,66	99,33
r07	627	606	3	18	12,91	97,12	99,51	96,65	98,30
r08	651	626	14	11	10,95	98,27	97,81	96,16	98,04
r09	657	630	25	2	13,99	99,68	96,18	95,89	97,90
r10	637	627	10	0	21,90	100,00	98,43	98,43	99,21
r11	705	682	22	1	38,14	99,85	96,88	96,74	98,34
r12	685	674	10	1	27,30	99,85	98,54	98,39	99,19

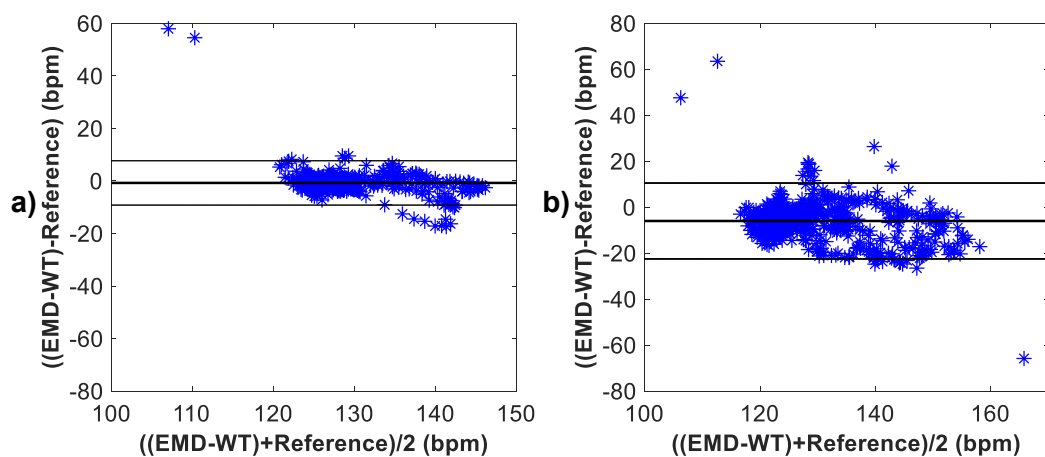
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 15 zvýrazněny. Dle Tab. 15 je možné určit, že hybridní metoda EMD-WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03 a r04. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametrů *Se* a *F1* pracuje metoda správně u všech záznamů.

Dle Obr. 125 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod EMD a WT u záznamů r01, r02, r08 a r10. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r04, r07 a r09. Špatných výsledků u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12.

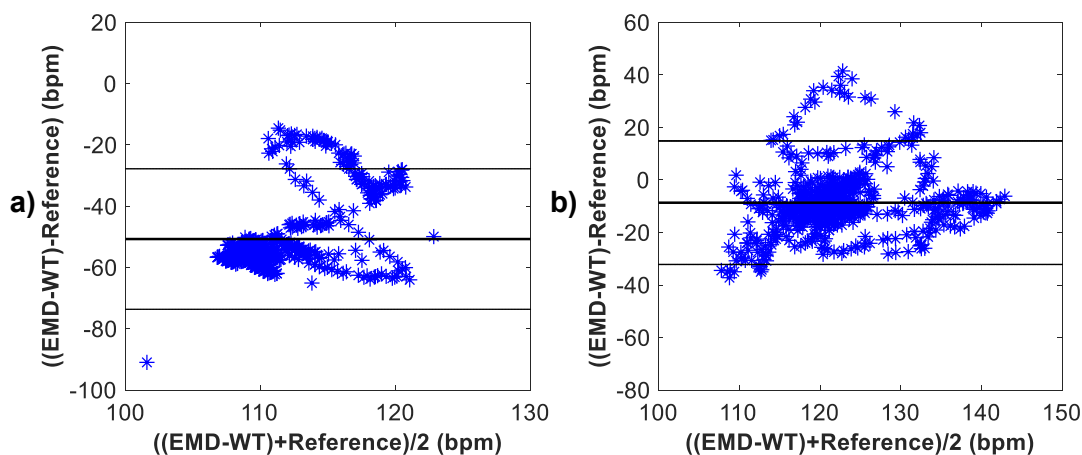
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody EMD a WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 126, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 127, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 128, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 129, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 130, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 131.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod EMD a WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r08, r09 a r10. U záznamů r02, r04 a r07 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

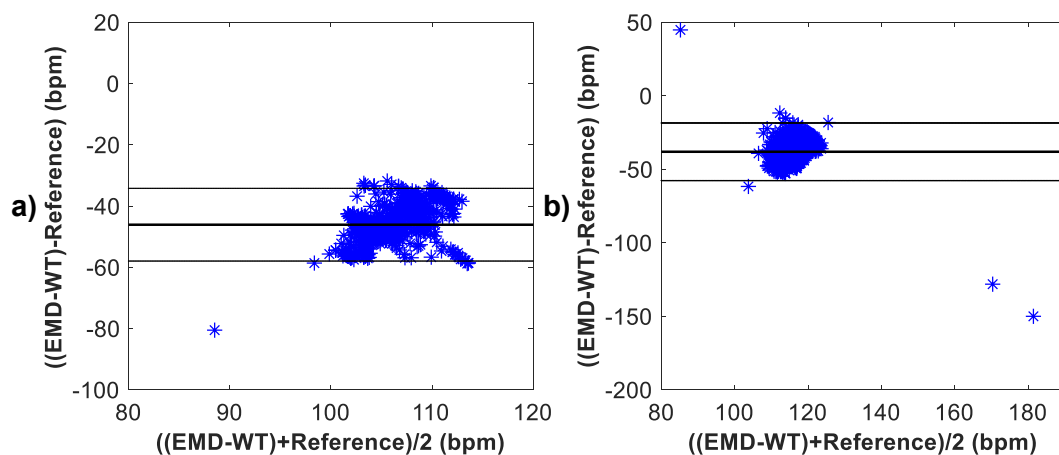
Pokud budeme i v tomto případě kombinovanou metodou srovnávat s výsledky samostatné metody ICA, i když metoda ICA není součástí hybridní metody, lze konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u třech záznamů a dle parametru *Se* u dvou záznamů. U deseti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u jednoho záznamu při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků také u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků. Je třeba připomenout, že se jedná pouze o jednokanálovou metodu.



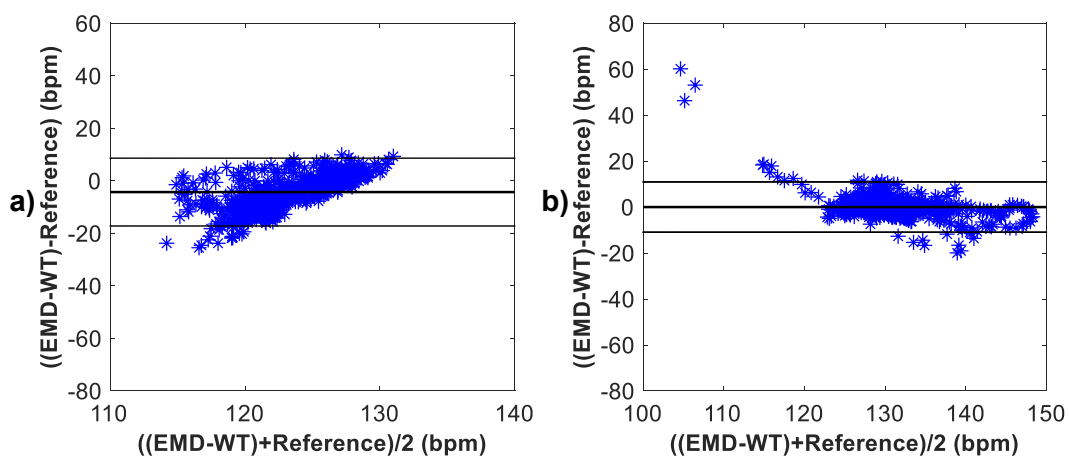
Obr. 126: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *sym10* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



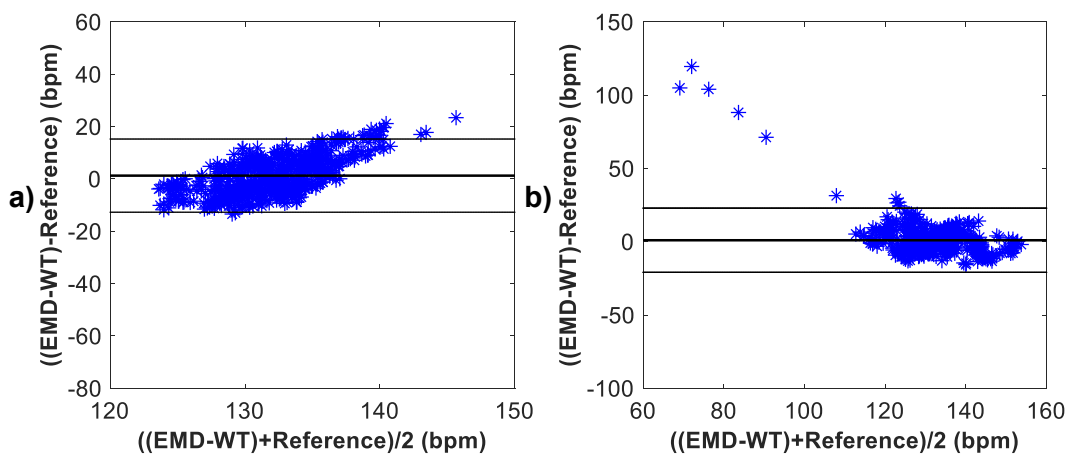
Obr. 127: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *sym10* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



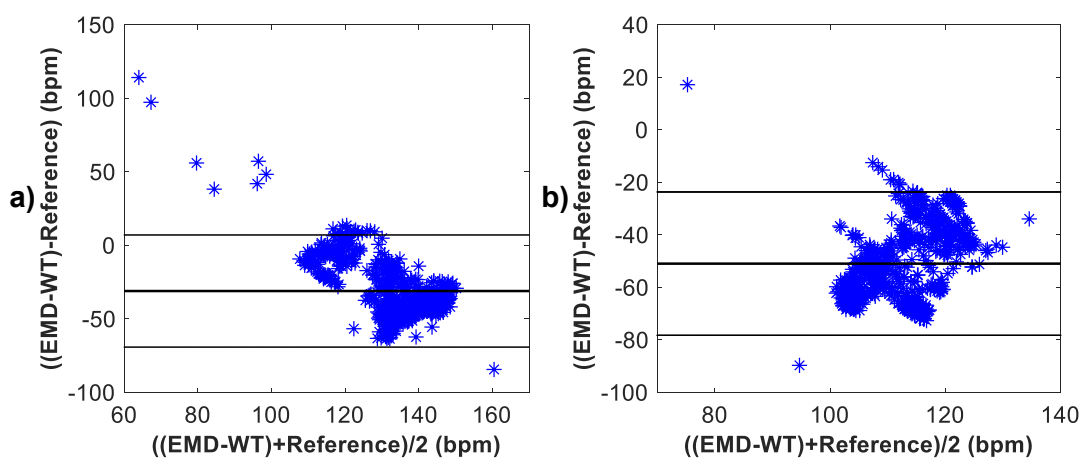
Obr. 128: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *sym10* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 129: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *sym10* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 130: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *sym10* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 131: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *sym10* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

5.15 Kombinace souboru empirické modální dekompozice a vlnkové transformace

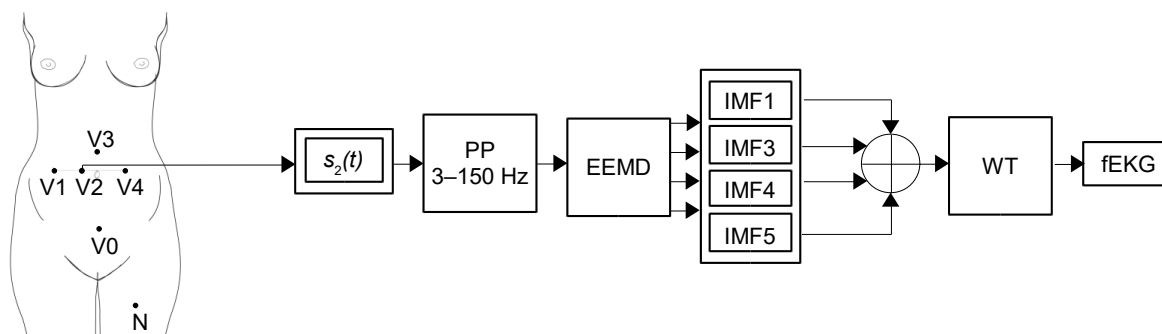
Kombinovaná metoda EEMD-WT funguje na podobném principu jako kombinace EMD-WT. Metoda EEMD se liší od metody EMD tím, že algoritmus EEMD funguje na principu přidání náhodného bílého šumu do vstupního signálu. Následně je provedeno 50 EMD cyklů, vždy s jinou hodnotou přidaného bílého šumu. Výsledné IMF funkce jsou získány zprůměrováním výsledků těchto padesáti EMD cyklů.

Prvním krokem kombinovaná metody EEMD-WT není aplikace metody ICA, ale metody EEMD, která rozloží vstupní signál na 14 oscilačních funkcí. Kombinovaná metoda má dvě fáze, první fáze je testovací, kdy je potřeba vhodně zvolit IMF funkce, na které bude aplikována metoda WT. Všechny IMF funkce vstupních signálů jsou korelovány s ideálním fEKG. Dále je vypočítán korelační koeficient pro všechny funkce a je porovnán s prahovou hodnotou, která byla stanovena stejně jako v kapitole 5.14, viz rovnice (5.6). Hodnota korelačního koeficientu -1 značí zcela nepřímou závislost. Hodnota korelačního koeficientu $+1$ značí zcela přímou závislost. Dle Obr. 133, Tab. 16 a Obr. 134 lze vidět, že nejčastěji měly vyšší než prahovou hodnotu korelačního koeficientu první, třetí, čtvrtá a pátá IMF funkce, jejichž součet byl použit pro další zpracování, tímto končí testovací fáze.

Tato kombinovaná metoda má dvě fáze právě proto, že v praxi není známo ideální fEKG a není možné tuto testovací fázi použít. Testovací fáze tak slouží pro nalezení nejvhodnějšího nastavení, které by vyhovovalo většině vstupních signálů a bylo by tak možné toto pevně dané nastavení aplikovat pro co nejširší škálu aEKG signálů.

Samotná fáze zpracování se tedy skládá z rozložení aEKG signálu na IMF funkce a aplikace metody WT na součet první, třetí, čtvrté a páté IMF funkce. Samotná metoda EEMD minimalizuje vliv mEKG složky v abdominálním signálu jen málo, velkou roli tak hraje metoda WT a vhodně definovaný počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficienty. Schématický princip kombinace metod EEMD a WT včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 132. V této práci byly testovány hodnoty rozkladové úrovně 4 a 5 a vlnky typu *coif*, *sym*, *db*. Jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *db8* a 4 úrovně rozkladu, ukázkou vlnky lze nalézt na Obr. 76. Výsledky této kombinace jsou zpracovány níže. Výsledky vlnky *sym4* lze nalézt v [Příloha H](#).

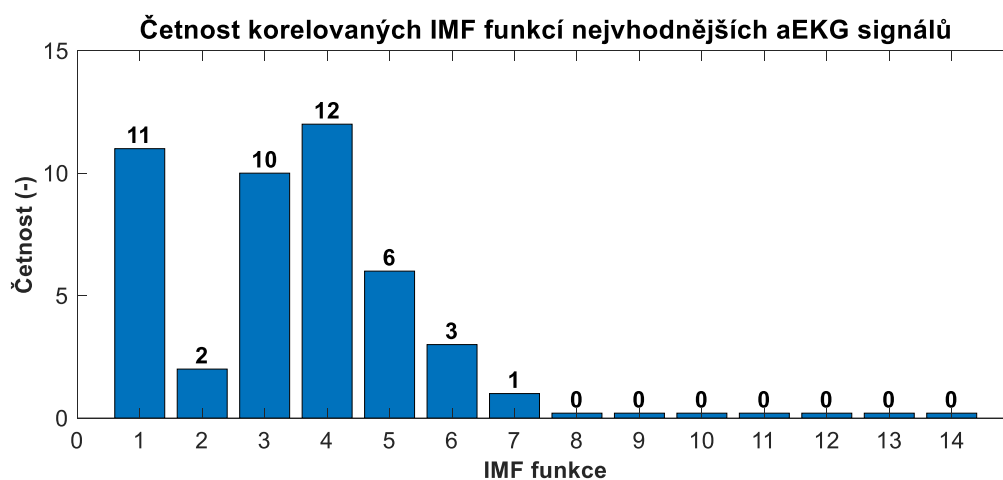
Metoda EEMD je jednokanálová metoda a na vstupu tedy vyžaduje pouze jeden vstupní signál. Pro testování bylo potřeba pro každý záznam vybrat nejvhodnější abdominální signál. Ten byl vybrán dle nejnižší hodnoty $\pm 1,96 SD$, viz Tab. 13. Pro záznamy r01, r02, r06, r08, r09, r10, r11 a r12 byl pro další zpracování vybrán druhý aEKG signál, pro záznam r03 byl vybrán čtvrtý aEKG signál, pro záznamy r04 a r07 byl vybrán třetí aEKG signál a pro záznam r05 byl vybrán první aEKG signál. Jednotlivé IMF funkce získané metodou EEMD z druhého aEKG signálu záznamu r01 jsou zobrazeny na Obr. 135, Obr. 136 a Obr. 137.



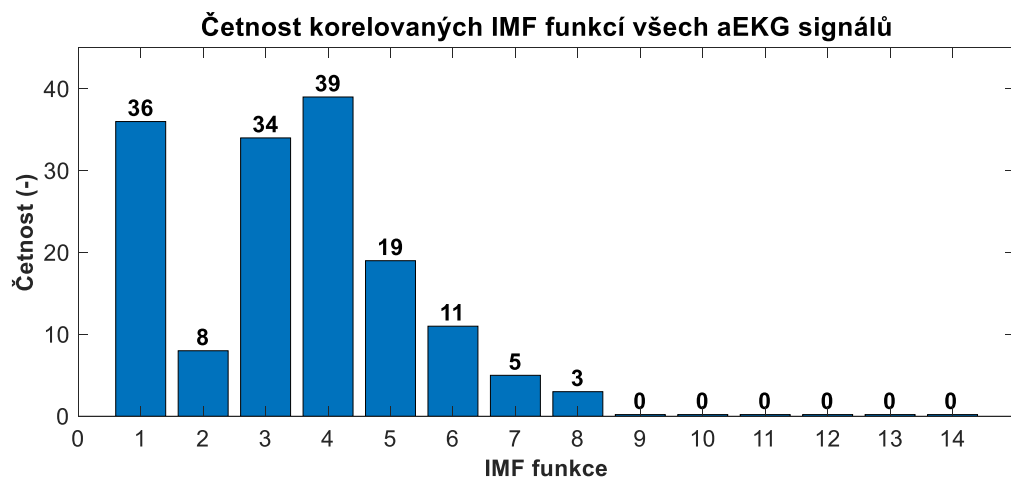
Obr. 132: Schéma zobrazující princip kombinace metod EEMD a WT. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4. Metoda je jednokanálová a pro zpracování je vybrán pouze jeden aEKG signál, který je filtrován pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izolinií. Následně je aplikována metoda EEMD, která signál rozloží na IMF funkce. Je vybrána první, třetí, čtvrtá a pátá IMF funkce. Tyto signály jsou sečteny a na jejich součet je aplikována metoda WT s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.

Tab. 16: Stanovení IMF funkcí jejichž hodnoty korelačního koeficientu jsou vyšší než prahová hodnota. Tyto funkce jsou vhodné pro rekonstrukci fEKG signálu.

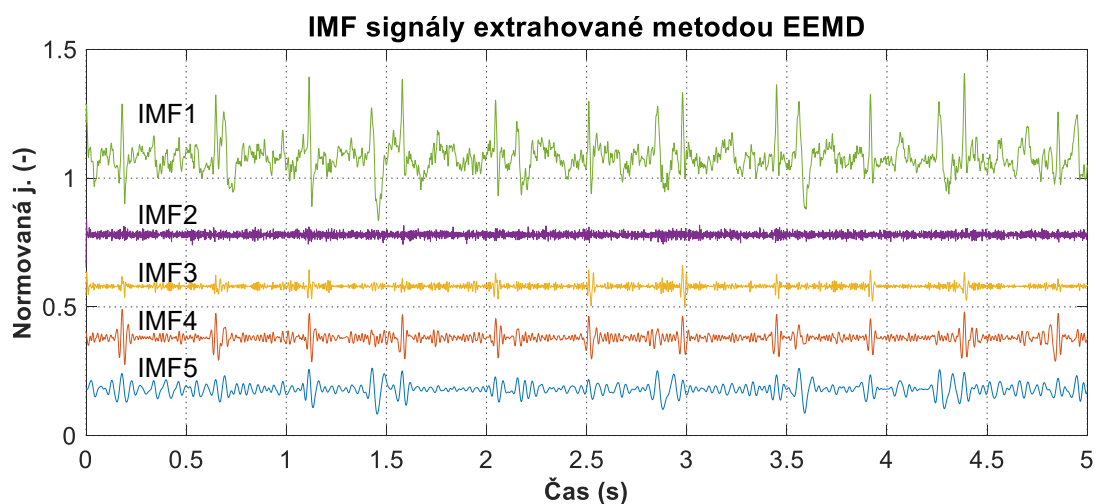
	Záznamy											
	r01	r02	r03	r04	r05	r06	r07	r08	r09	r10	r11	r12
IMF	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	3
	3	2	3	4	3	3	3	3	2	4	3	4
	4	3	4	5	4	4	4	4	3	5	4	
	5	4		6	5		5	5	4			
							6	6				



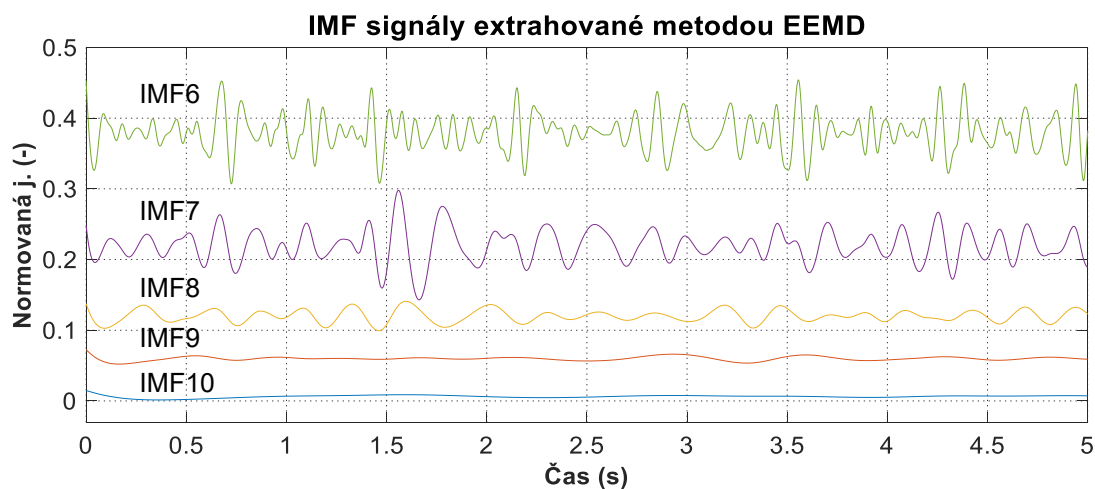
Obr. 133: Četnost jednotlivých IMF funkcí jejichž korelační koeficient má větší hodnotu, než je práh pro nejvhodnější signály z každého záznamu.



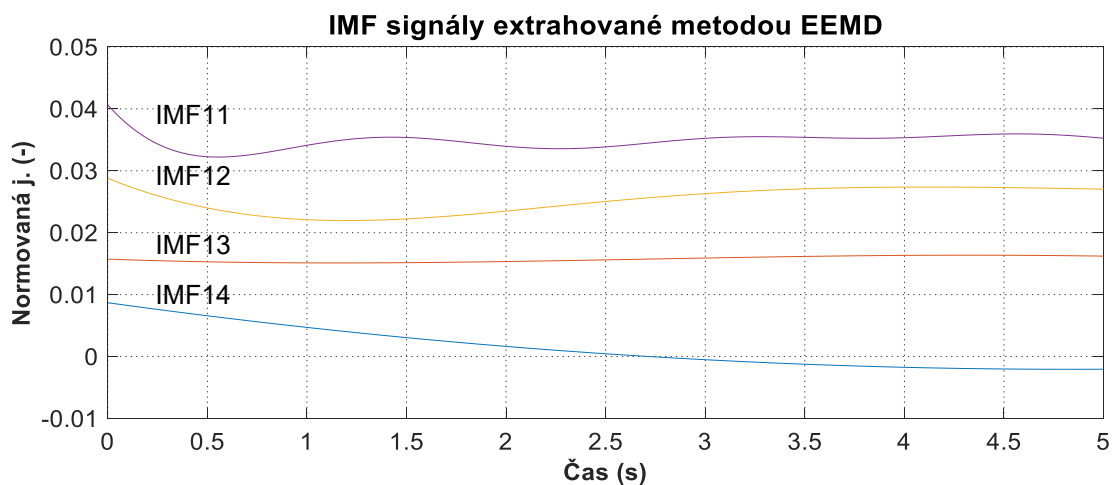
Obr. 134: Četnost jednotlivých IMF funkcí jejichž korelační koeficient má větší hodnotu, než je práh pro všechny signály z každého záznamu.



Obr. 135: Průběhy IMF funkcí 1–5 extrahovaných metodou EEMD.



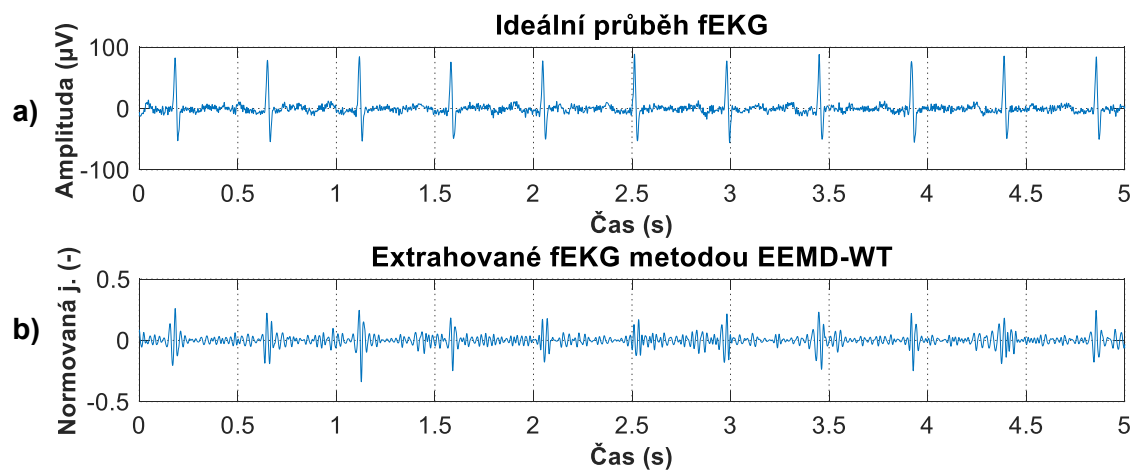
Obr. 136: Průběhy IMF funkcí 6–10 extrahovaných metodou EEMD.



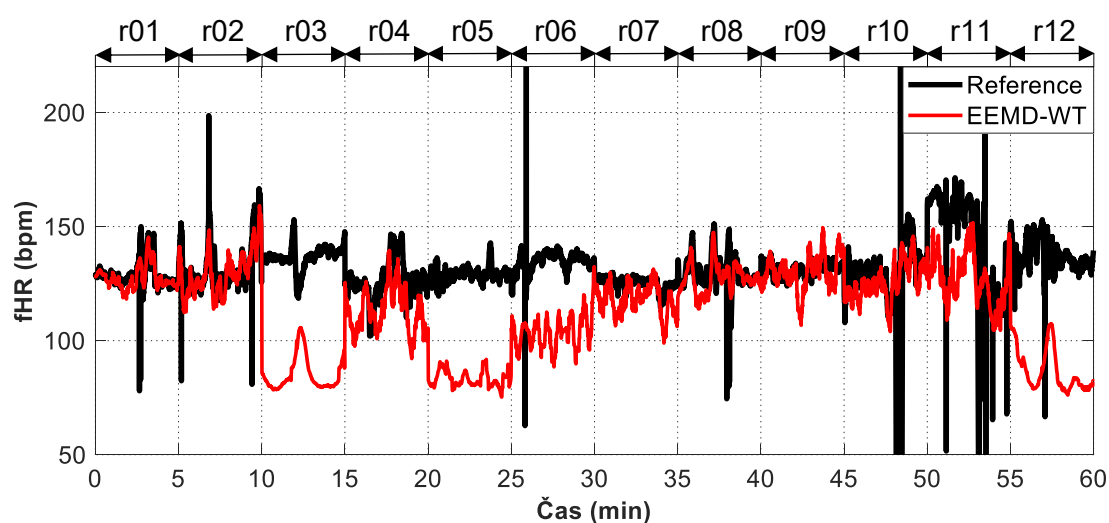
Obr. 137: Průběhy IMF funkcí 11–14 extrahovaných metodou EEMD.

5.15.1 Hodnocení

Cílem metody EEMD-WT je vhodným výběrem úrovně rozkladu, typu vlnky a koeficientu vlnky vylepšit fEKG extrahované metodou EEMD. To je vytvořeno součtem IMF funkcí s vyšší hodnotou korelačního koeficientu, než je prahová hodnota. Ukázka výstupu metody EEMD-WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 138. Zobrazení fHRV všech záznamů je zobrazeno na Obr. 139. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 17.



Obr. 138: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EEMD a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.

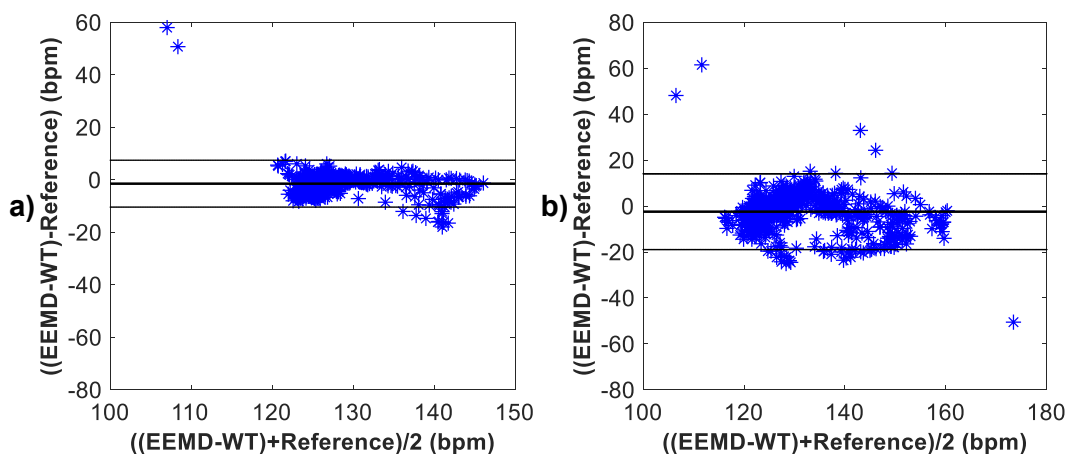


Obr. 139: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EEMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.

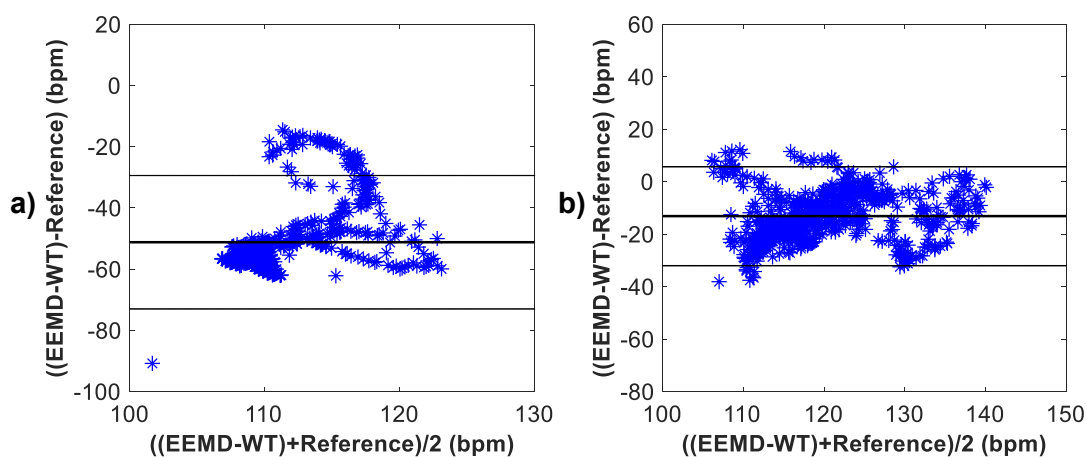
Tab. 17: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod EEMD a WT, byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	632	2	10	8,93	98,44	99,69	98,14	99,10
r02	660	628	7	25	16,50	96,17	98,90	95,15	97,52
r03	684	625	58	1	21,79	99,84	91,51	91,37	95,49
r04	632	601	11	20	18,86	98,20	96,78	95,10	97,49
r05	645	609	16	20	10,58	96,82	97,44	94,42	97,13
r06	674	659	13	2	20,52	99,70	98,07	97,78	98,88
r07	627	606	3	18	11,78	97,12	99,51	96,65	98,30
r08	651	621	8	22	13,42	96,58	98,73	95,39	97,64
r09	657	612	15	30	15,72	95,33	97,61	93,15	96,45
r10	637	626	11	0	25,73	100,00	98,27	98,27	99,13
r11	705	687	17	1	32,98	99,85	97,89	97,45	98,71
r12	685	655	29	1	23,88	99,85	95,76	95,62	97,76

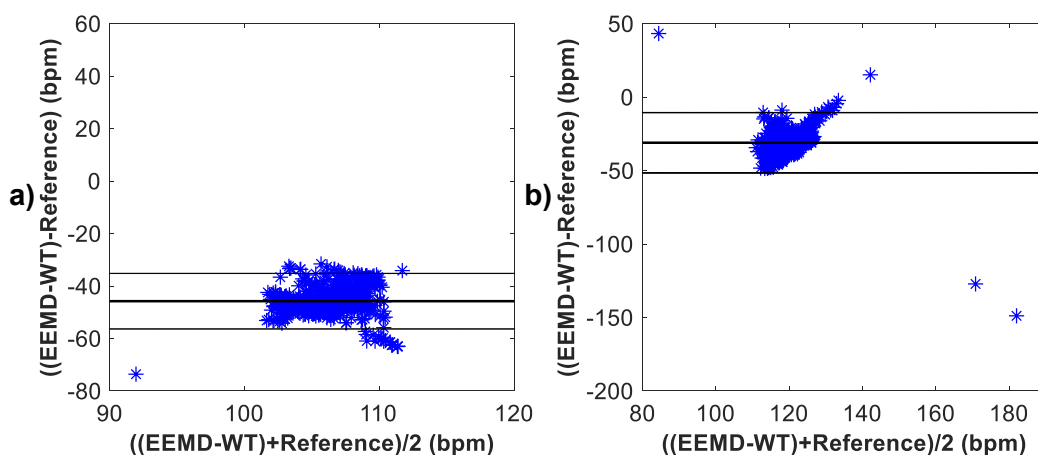
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody EEMD a WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 140, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 141, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 142, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 143, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 144, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 145.



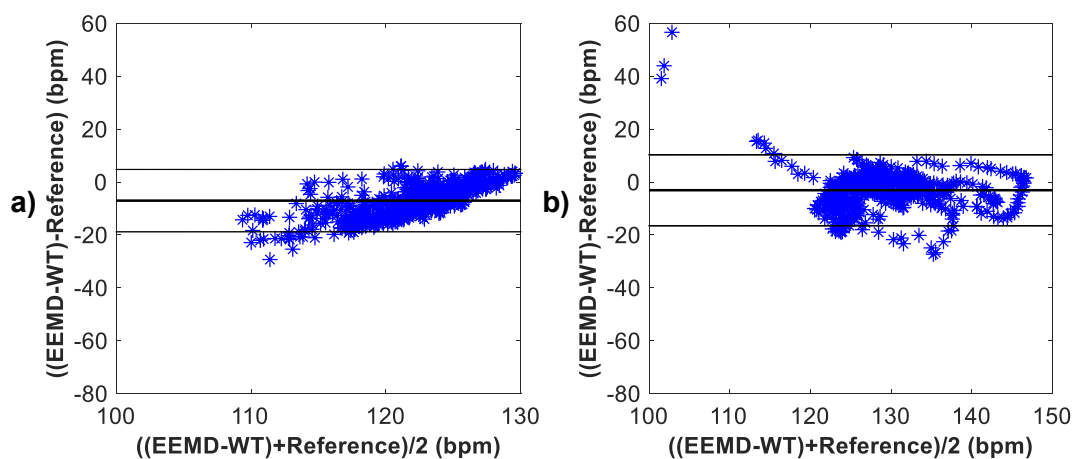
Obr. 140: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



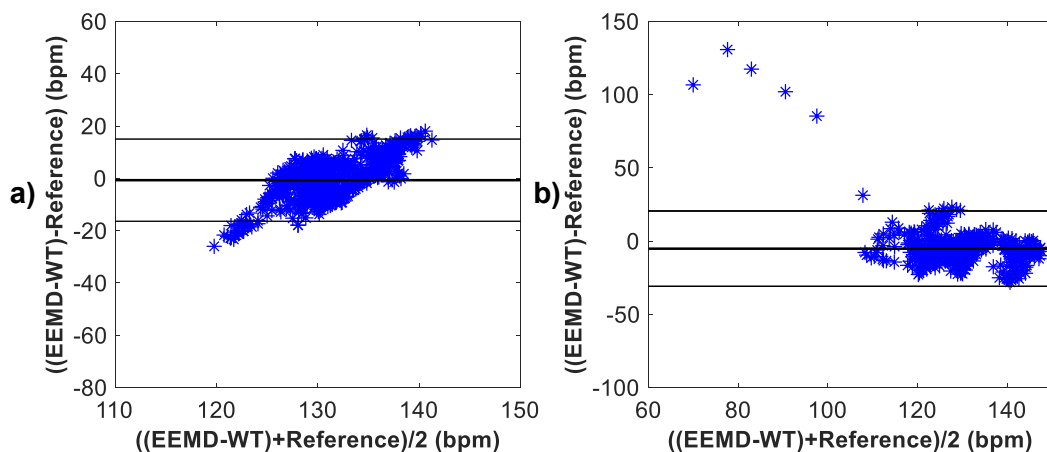
Obr. 141: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



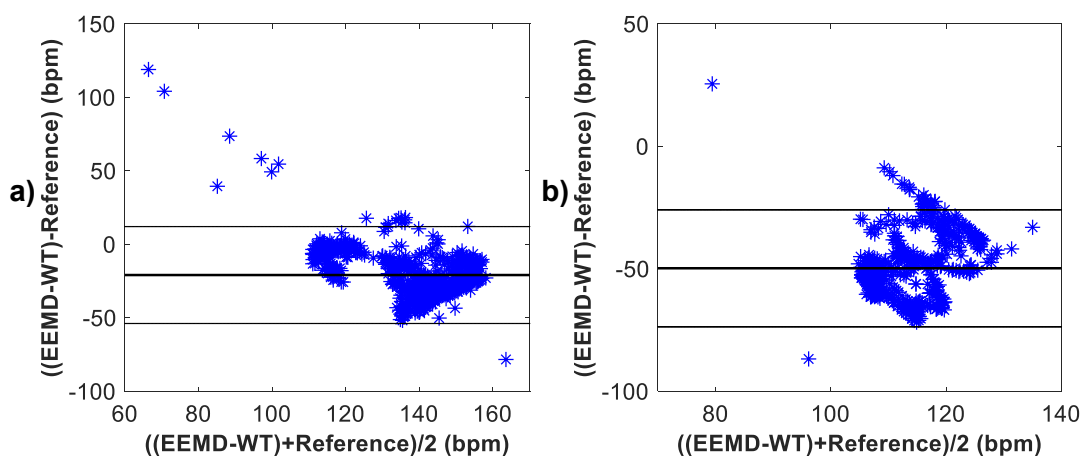
Obr. 142: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 143: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 144: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 145: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 17 zvýrazněny. Dle Tab. 17 je možné určit, že hybridní metoda EEMD-WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r05 a r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametrů *Se* a *FI* pracuje metoda EEMD-WT správně u všech záznamů.

Dle Obr. 139 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod EEMD a WT u záznamů r01, r02, r08 a r09. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r04, r07 a r10 a špatných výsledků u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod EEMD a WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r08 a r09. U záznamů r04, r07 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

Pokud budeme i v tomto případě kombinovanou metodou srovnávat s výsledky samostatné metody ICA, i když metoda ICA není součástí hybridní metody, lze konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u dvou záznamů a dle parametru *Se* rovněž u dvou záznamů. U čtyřech záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u jednoho záznamu při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků také u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků. Je třeba připomenout, že se jedná pouze o jednokanálovou metodu.

5.16 Kombinace empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů

Prvním krokem kombinované metody EMD-WS není aplikace metody ICA, ale metody EMD, která rozloží vstupní signál na 19 oscilačních funkcí. Kombinovaná metoda má dvě fáze, první fáze je testovací, kdy je potřeba vhodně zvolit IMF funkce, na které bude aplikována metoda WS. Všechny IMF funkce vstupních signálů jsou korelovány s ideálním fEKG. Dále je vypočítán korelační koeficient pro všechny funkce a je porovnán s prahovou hodnotou, která byla stanovena stejně jako v kapitole 5.14, viz rovnice (5.6). Hodnota korelačního koeficientu -1 značí zcela nepřímou závislost. Hodnota korelačního koeficientu $+1$ značí zcela přímou závislost.

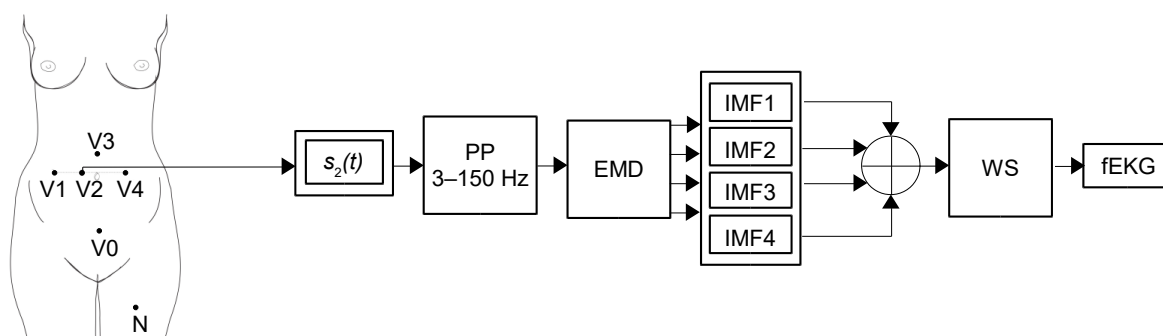
Dle Obr. 119, Obr. 120 a Tab. 14 lze vidět, že nejčastěji měly vyšší než prahovou hodnotu korelačního koeficientu první čtyři IMF funkce, jejichž součet byl použit pro další zpracování, tímto končí testovací fáze.

Tato kombinovaná metoda má dvě fáze právě proto, že v praxi není známo ideální fEKG a není možné tuto testovací fázi použít. Testovací fáze tak slouží pro nalezení nejvhodnějšího nastavení, které by vyhovovalo většině vstupních signálů a bylo by tak možné toto pevně dané nastavení aplikovat pro co nejširší škálu aEKG signálů.

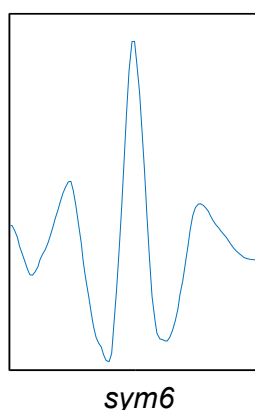
Samotná fáze zpracování se tedy skládá z rozložení aEKG signálu na IMF funkce a aplikace metody WS na součet prvních čtyř IMF funkcí. Samotná metoda EMD minimalizuje vliv mEKG složky v abdominálním signálu jen málo, velkou roli tak hraje metoda WS a vhodně definovaný počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficienty. Tato metoda provede nejdříve přímou WT, pomocí funkce *heursure* zvolí prahovou hodnotu, provede prahování koeficientů vektoru rozkladu, a nakonec je aplikována zpětná WT. Testovány byly všechny funkce pro výběr prahu, které jsou předdefinovány v prostředí Matlab, jedná se o pravidla výběru *rigsure*, *sqtwolog*, *heursure*, a *minimaxi* (detailnější popis lze nalézt v kapitole 4.6). Jako nejvhodnější varianta byla vybrána funkce *heursure*. V této práci byly testovány hodnoty rozkladové úrovně 4 a 5 a vlnky typu *coif*, *sym*, *db*.

Jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *sym6* a 4 úroveň rozkladu, vlnka je zobrazena na Obr. 147. Výsledky této kombinace jsou zpracovány níže. Výsledky extrahované pomocí vlnky *db19* lze nalézt v Příloha I. Schématický princip kombinace metod EMD a WS včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 146.

Metoda EMD je jednokanálová metoda a na vstupu tedy vyžaduje pouze jeden vstupní signál. Pro testování bylo potřeba pro každý záznam vybrat nejvhodnější abdominální signál. Ten byl vybrán dle nejnižší hodnoty $\pm 1,96 SD$, viz Tab. 13. Pro záznamy r01, r02, r06, r08, r09, r10, r11 a r12 byl pro další zpracování vybrán druhý aEKG signál, pro záznam r03 byl vybrán čtvrtý aEKG signál, pro záznamy r04 a r07 byl vybrán třetí aEKG signál a pro záznam r05 byl vybrán první aEKG signál. Jednotlivé IMF funkce získané metodou EMD z druhého aEKG signálu záznamu r01 jsou zobrazeny na Obr. 121, Obr. 122 a Obr. 123.



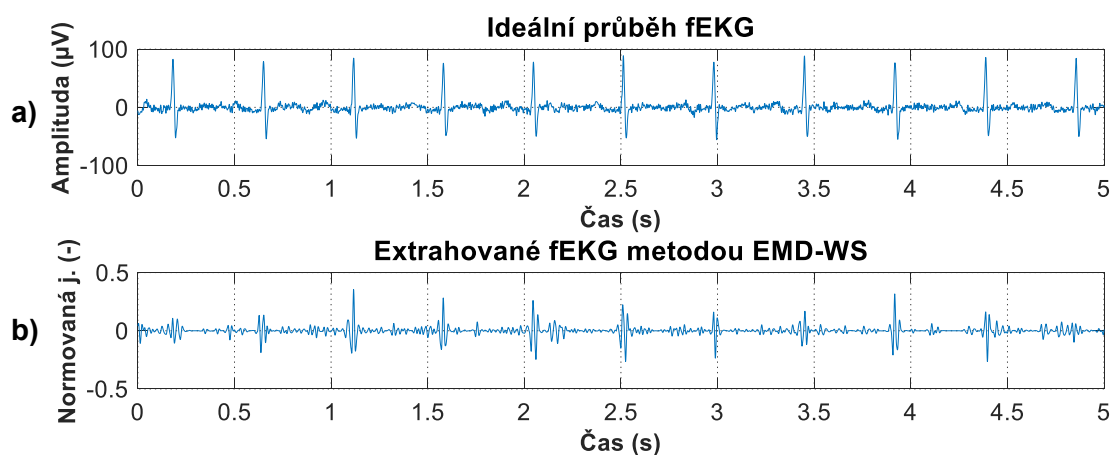
Obr. 146: Schéma zobrazující princip kombinace metod EMD a WS. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4. Metoda je jednokanálová a pro zpracování je vybrán pouze jeden aEKG signál, který je filtrován pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izolinie. Následně je aplikována metoda EMD, která signál rozloží na IMF funkce. Jsou vybrány první čtyři IMF funkce, které jsou sečteny a na jejich součet je aplikována metoda WS s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.



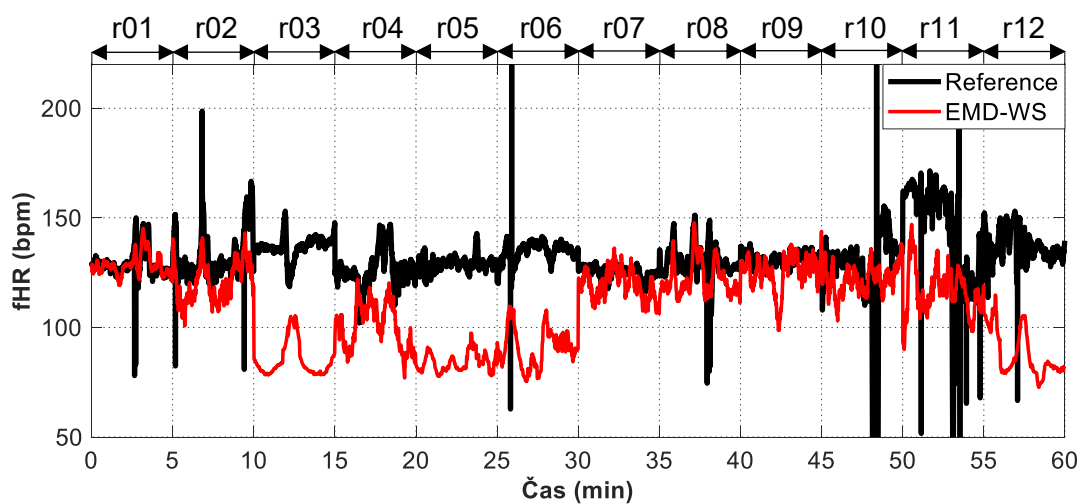
Obr. 147: Ukázka *Symlet* vlnky s koeficientem 6 pro čtyři úrovně rozkladu.

5.16.1 Hodnocení

Cílem metody EMD-WS je vhodnou volbou prahovací funkce, úrovně rozkladu, typu vlnky a koeficientu vlnky vylepšit fEKG extrahované metodou EMD. To je vytvořeno součtem IMF funkcí s vyšší hodnotou korelačního koeficientu, než je prahová hodnota. Ukázka výstupu metody EMD-WS pro záznam r01 a referenčního skalповého záznamu je zobrazena na Obr. 148. Zobrazení fHRV všech záznamů je zobrazeno na Obr. 149. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 18.



Obr. 148: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EMD a WS. V tomto případě byla použita vlnka typu *sym6* a stupeň rozkladu 4.



Obr. 149: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym6* a stupeň rozkladu 4.

Tab. 18: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod EMD a WS, byla použita vlnka typu *sym6* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1, 96 \text{ SD}$ (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	631	2	11	9,61	98,29	99,68	97,98	98,98
r02	660	628	13	19	18,29	97,06	97,97	95,15	97,51
r03	684	627	56	1	22,37	99,84	91,80	91,67	95,65
r04	632	607	22	3	24,63	99,51	96,50	96,04	97,98
r05	645	614	28	3	10,89	99,51	95,64	95,19	97,54
r06	674	662	9	3	23,90	99,55	98,66	98,22	99,10
r07	627	601	16	10	12,57	98,36	97,41	95,85	97,88
r08	651	624	11	16	15,82	97,50	98,27	95,85	97,88
r09	657	620	3	34	14,68	94,80	99,52	94,37	97,10
r10	637	619	10	8	28,08	98,72	98,41	97,17	98,57
r11	705	687	7	11	36,87	98,42	98,99	97,45	98,70
r12	685	670	14	1	25,95	99,85	97,95	97,81	98,89

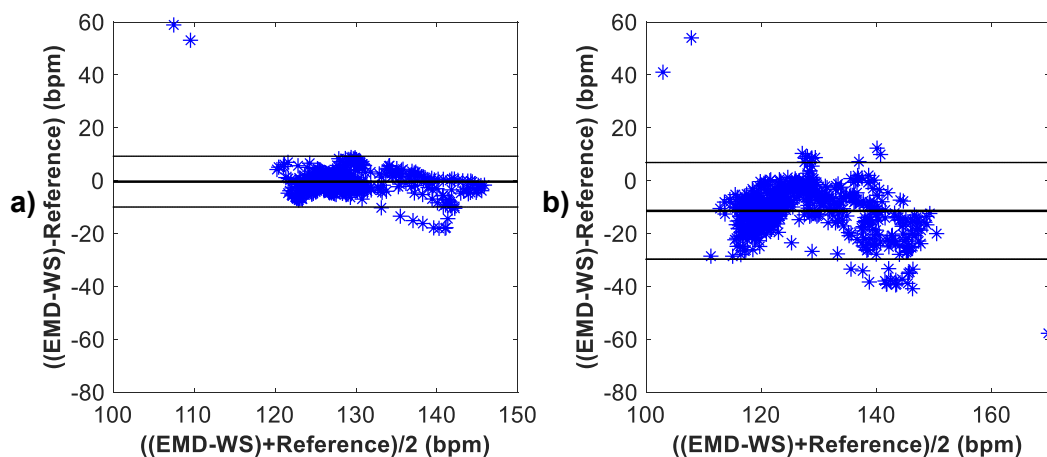
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 18 zvýrazněny. Dle Tab. 18 je možné určit, že hybridní metoda EMD-WS pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *F1* pracuje metoda EMD-WS správně u všech záznamů.

Dle Obr. 149 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod EMD a WS u záznamů r01 a r08. Trendy těchto křivek nejvíce kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r02, r07, r09 a r10 a špatných výsledků u záznamů r03, r04, r05, r06, r11 a r12.

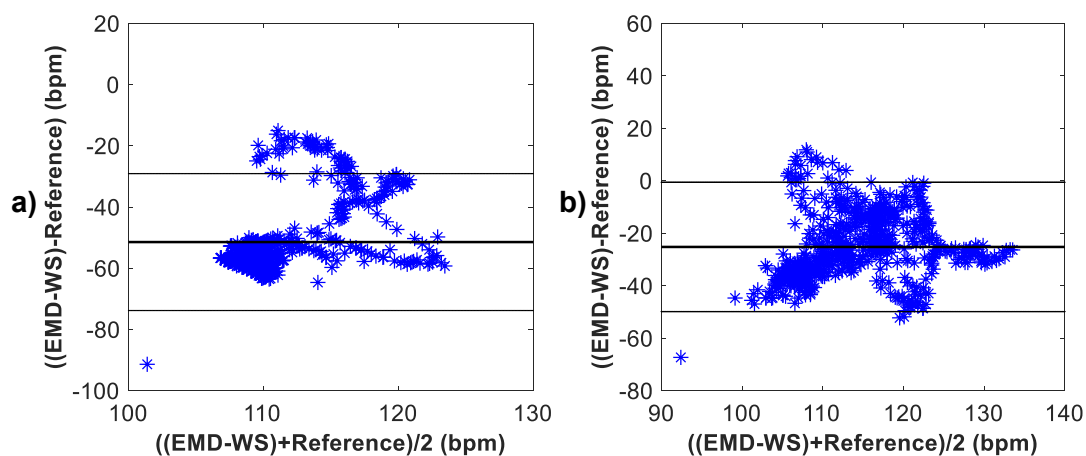
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody EMD a WS jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 150, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 151, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 152, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 153, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 154, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 155.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod EMD a WS dosáhla dobrých výsledků pouze u záznamu r01. U záznamů r02, r07, r08, r09 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r04, r05, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

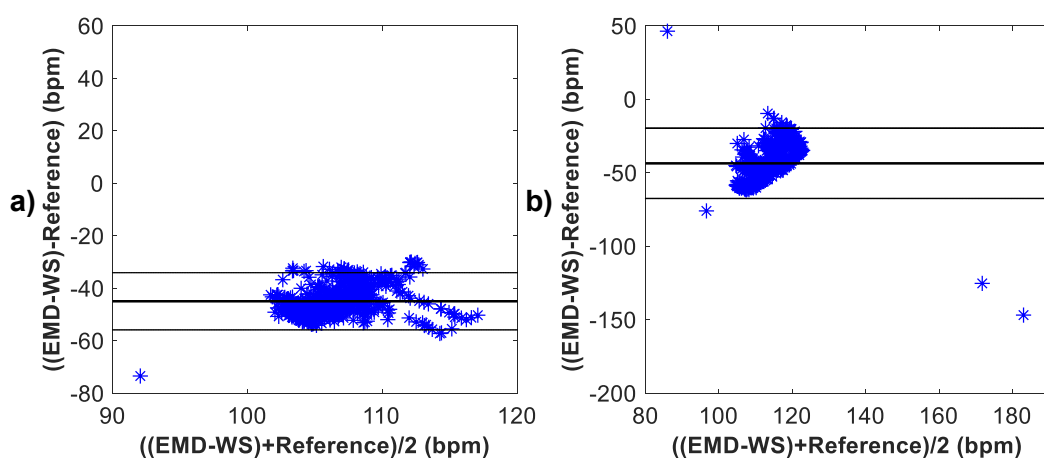
Pokud budeme i v tomto případě kombinovanou metodou srovnávat s výsledky samostatné metody ICA, i když metoda ICA není součástí hybridní metody, lze konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u třech záznamů a dle parametru *Se* u jednoho záznamu. U šesti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů nebylo dosaženo lepších výsledků. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků. Je třeba připomenout, že se jedná pouze o jednonábovou metodu.



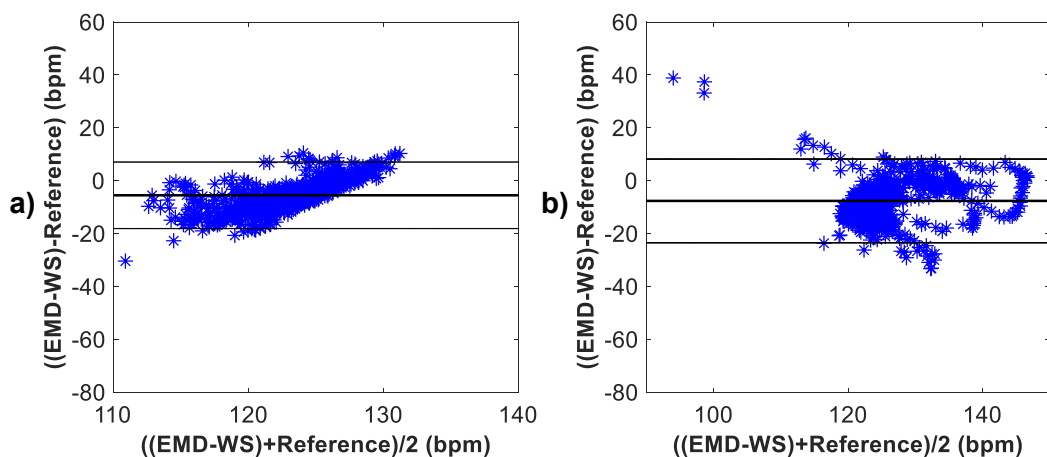
Obr. 150: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



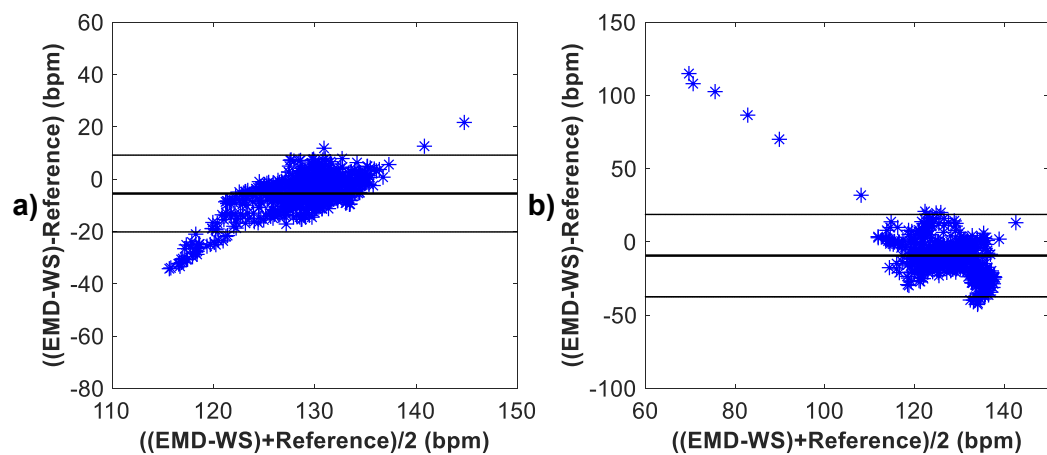
Obr. 151: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



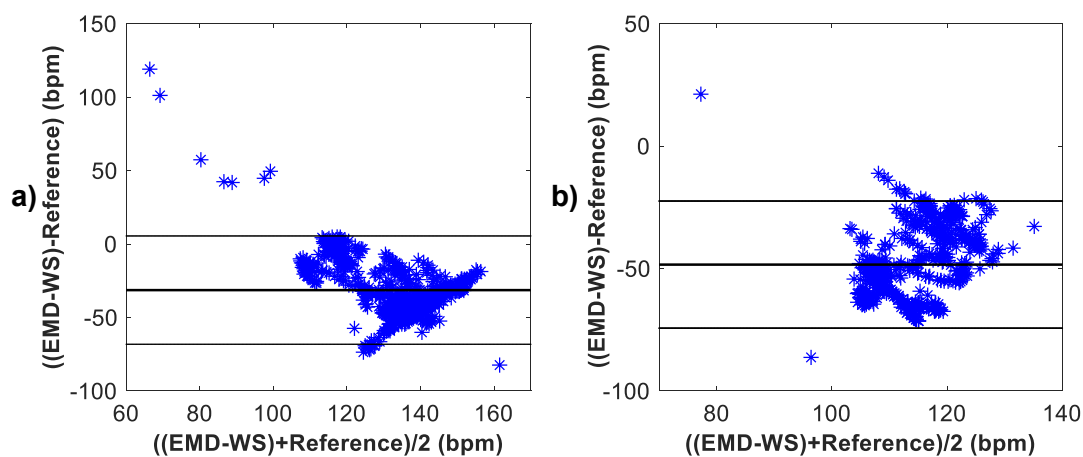
Obr. 152: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 153: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 154: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 155: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

5.17 Kombinace souboru empirické modální dekompozice a prahování vlnkových koeficientů

Kombinovaná metoda EEMD-WS funguje na podobném principu jako kombinace EMD-WS. Metoda EEMD se liší od metody EMD tím, že algoritmus EEMD funguje na principu přidání náhodného bílého šumu do vstupního signálu. Následně je provedeno 50 EMD cyklů, vždy s jinou hodnotou přidaného šumu. Výsledné IMF funkce jsou získány zprůměrováním výsledků těchto padesáti EMD cyklů.

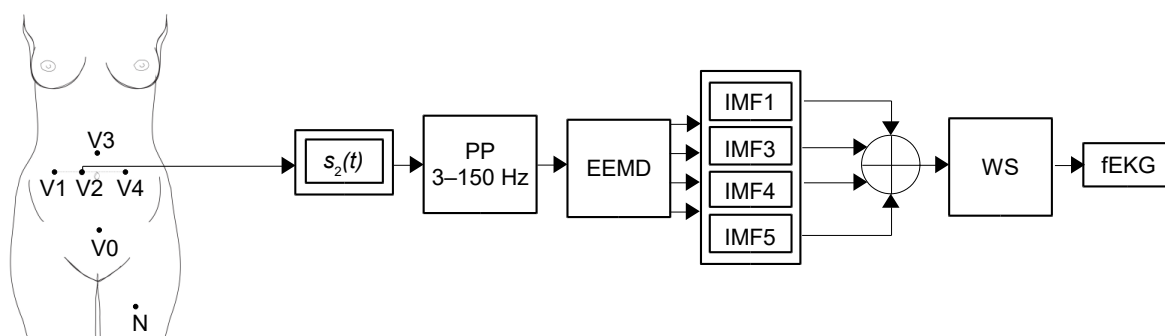
Prvním krokem kombinované metody EEMD-WS není aplikace metody ICA, ale metody EEMD, která rozloží vstupní signál na 14 oscilačních funkcí. Kombinovaná metoda má dvě fáze, první fáze je testovací, kdy je potřeba vhodně zvolit IMF funkce, na které bude aplikována metoda WS. Všechny IMF funkce vstupních signálů jsou korelovány s ideálním fEKG. Dále je vypočítán korelační koeficient pro všechny funkce a je porovnán s prahovou hodnotou, která byla stanovena stejně jako v kapitole 5.14, viz rovnice (5.6). Hodnota korelačního koeficientu -1 značí zcela nepřímou závislost, Hodnota korelačního koeficientu $+1$ značí zcela přímou závislost. Dle Obr. 133, Tab. 16 a Obr. 134 lze vidět, že nejčastěji měly vyšší než prahovou hodnotu korelačního koeficientu první, třetí, čtvrtá a pátá IMF funkce, jejichž součet byl použit pro další zpracování, tímto končí testovací fáze.

Tato kombinovaná metoda má dvě fáze právě proto, že v praxi není známo ideální fEKG a není možné tuto testovací fázi použít. Testovací fáze tak slouží pro nalezení nejvhodnějšího nastavení, které by vyhovovalo většině vstupních signálů a bylo by tak možné toto pevně dané nastavení aplikovat pro co nejširší škálu aEKG signálů.

Samotná fáze zpracování se tedy skládá z rozložení aEKG signálu na IMF funkce a aplikace metody WS na součet první, třetí, čtvrté a páté IMF funkce. Samotná metoda EEMD minimalizuje vliv mEKG složky v abdominálním signálu jen málo, velkou roli tak hraje metoda WS a vhodně definovaný počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficienty. Tato metoda provede nejdříve přímou WT, pomocí funkce *heursure* zvolí prahovou hodnotu, provede prahování koeficientů vektoru rozkladu, a nakonec je aplikována zpětná WT. Testovány byly všechny funkce pro výběr prahu, které jsou předdefinovány v prostředí Matlab, jedná se o pravidla výběru *rigrsure*, *sqtwolog*, *heursure*, a *minimaxi* (detailnější popis lze nalézt v kapitole 4.6). Jako nejvhodnější varianta byla vybrána funkce *heursure*. V této práci byly testovány hodnoty rozkladové úrovně 4 a 5 a vlnky typu *coif*, *sym*, *db*.

Jako nejvhodnější kombinace byla vybrána vlnka *db19* a 4 úroveň rozkladu, ukázkou vlnky lze nalézt na Obr. 86. Výsledky této kombinace jsou zpracovány níže. Výsledky extrakce pomocí vlnky *sym6* lze nalézt v Příloha J. Schématický princip kombinace metod EEMD a WS včetně umístění snímacích elektrod [69] je znázorněn na Obr. 156.

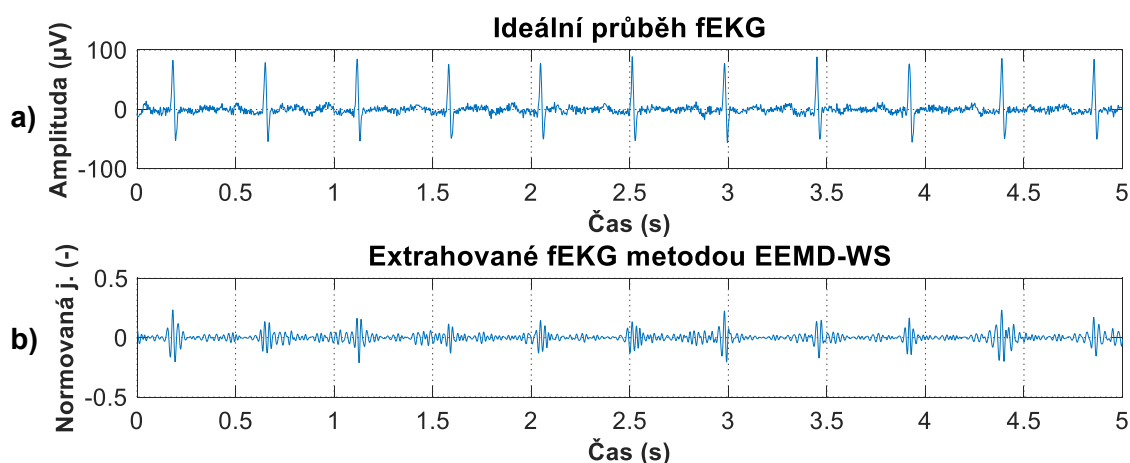
Metoda EEMD je jednokanálová metoda a na vstupu tedy vyžaduje pouze jeden vstupní signál. Pro testování bylo potřeba pro každý záznam vybrat nejvhodnější abdominální signál. Ten byl vybrán dle nejnižší hodnoty $\pm 1,96 SD$, viz Tab. 13. Pro záznamy r01, r02, r06, r08, r09, r10, r11 a r12 byl pro další zpracování vybrán druhý aEKG signál, pro záznam r03 byl vybrán čtvrtý aEKG signál, pro záznamy r04 a r07 byl vybrán třetí aEKG signál a pro záznam r05 byl vybrán první aEKG signál. Jednotlivé IMF funkce získané metodou EEMD z druhého aEKG signálu záznamu r01 jsou zobrazeny na Obr. 135, Obr. 136 a Obr. 137.



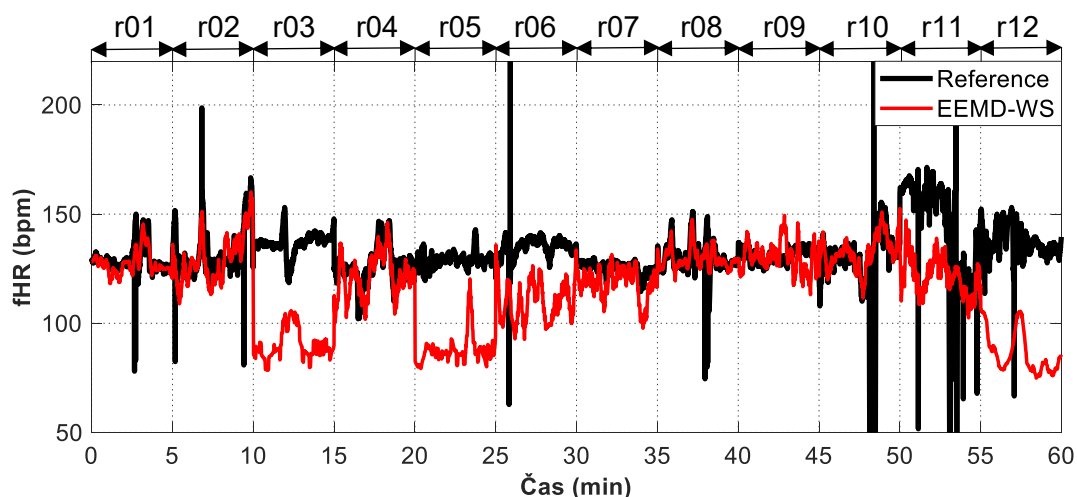
Obr. 156: Schéma zobrazující princip kombinace metod EEMD a WS. Abdominální signály jsou extrahovány pomocí elektrod V1, V2, V3 a V4. Metoda je jednokanálová a pro zpracování je vybrán pouze jeden aEKG signál, který je filtrován pásmovou propustí v rozsahu 3 až 150 Hz (FIR filtr) pro odstranění kolísání izoliny. Následně je aplikována metoda EEMD, která signál rozloží na IMF funkce. Je vybrána první, třetí, čtvrtá a pátá IMF funkce. Tyto signály jsou sečteny a na jejich součet je aplikována metoda WS s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Skalповá elektroda je na obrázku značena jako V0 a N je aktivní zem.

5.17.1 Hodnocení

Cílem metody EEMD-WS je vhodnou volbou prahovací funkce, úrovně rozkladu, typu vlnky a koeficientu vlnky vylepšit fEKG extrahované metodou EEMD. To je vytvořeno součtem IMF funkcí s vyšší hodnotou korelačního koeficientu, než je prahová hodnota. Ukázka výstupu metody EEMD-WS pro záznam r01 a referenčního skalповého záznamu je zobrazena na Obr. 157. Zobrazení fHRV všech záznamů je zobrazeno na Obr. 158. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 19.



Obr. 157: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EEMD a WS. V tomto případě byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.

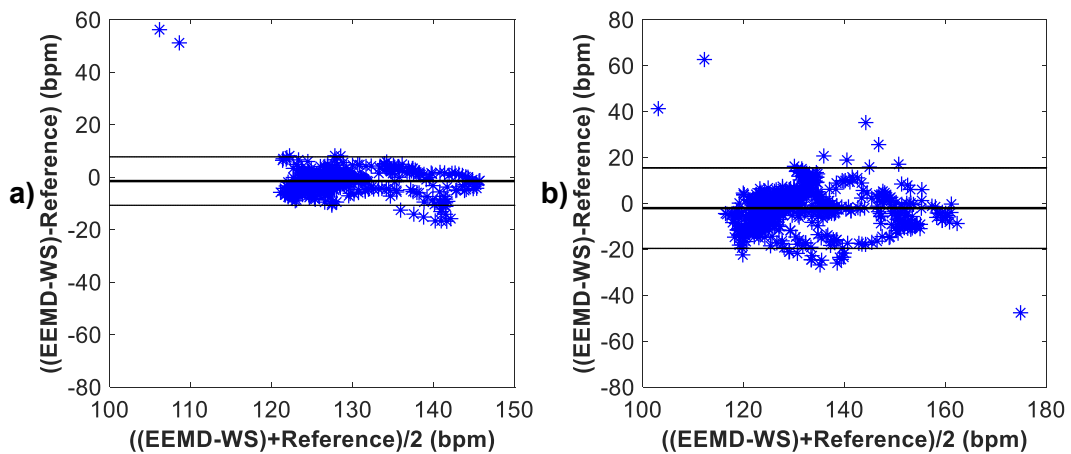


Obr. 158: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EEMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.

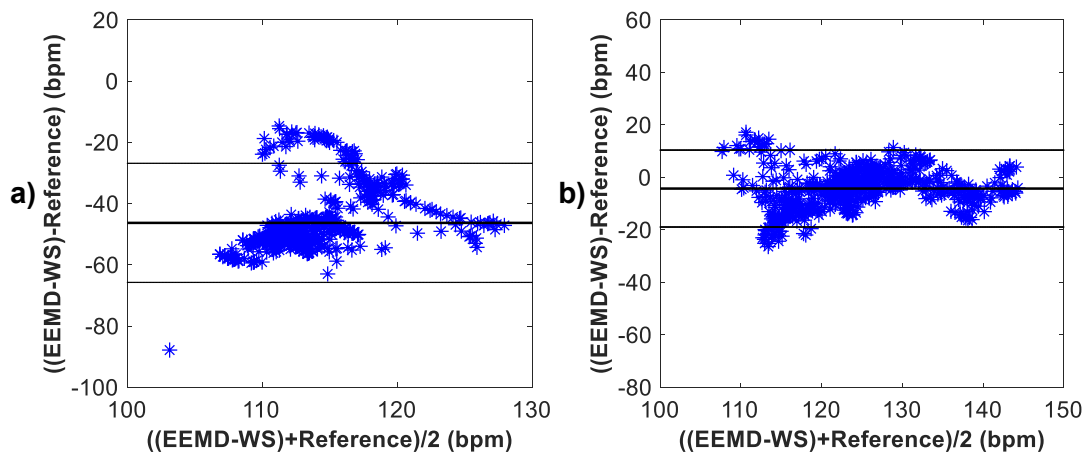
Tab. 19: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod EEMD a WS, byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	628	5	11	9,24	98,28	99,21	97,52	98,74
r02	660	636	9	15	17,56	97,70	98,60	96,36	98,15
r03	684	631	52	1	19,45	99,84	92,39	92,25	95,97
r04	632	589	19	24	14,66	96,08	96,88	93,20	96,48
r05	645	600	44	1	16,25	99,83	93,17	93,02	96,39
r06	674	652	20	2	21,82	99,69	97,02	96,74	98,34
r07	627	588	5	34	11,43	94,53	99,16	93,78	96,79
r08	651	628	15	8	10,69	98,74	97,67	96,47	98,20
r09	657	613	23	21	15,13	96,69	96,38	93,30	96,53
r10	637	631	6	0	22,31	100,00	99,06	99,06	99,53
r11	705	695	9	1	32,58	99,86	98,72	98,58	99,29
r12	685	656	28	1	24,03	99,85	95,91	95,77	97,84

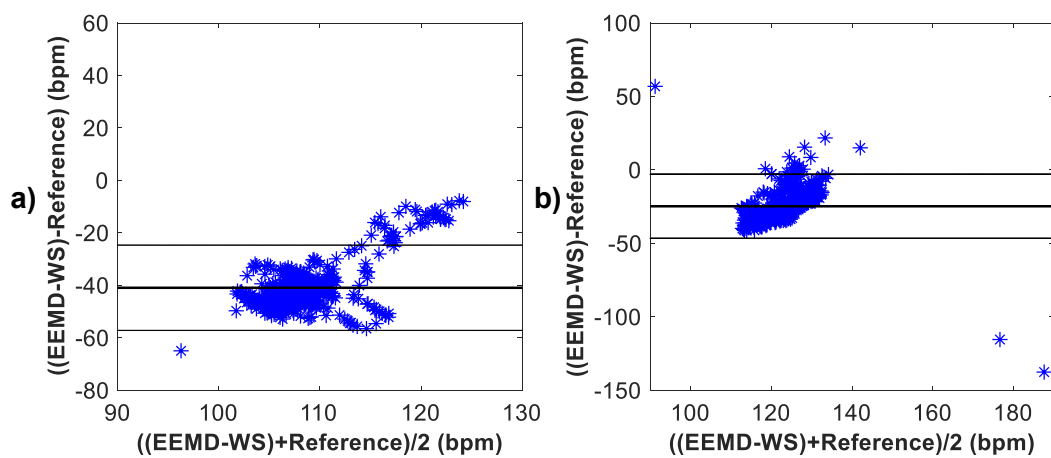
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody EEMD a WS jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 159, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 160, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 161, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 162, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 163, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 164.



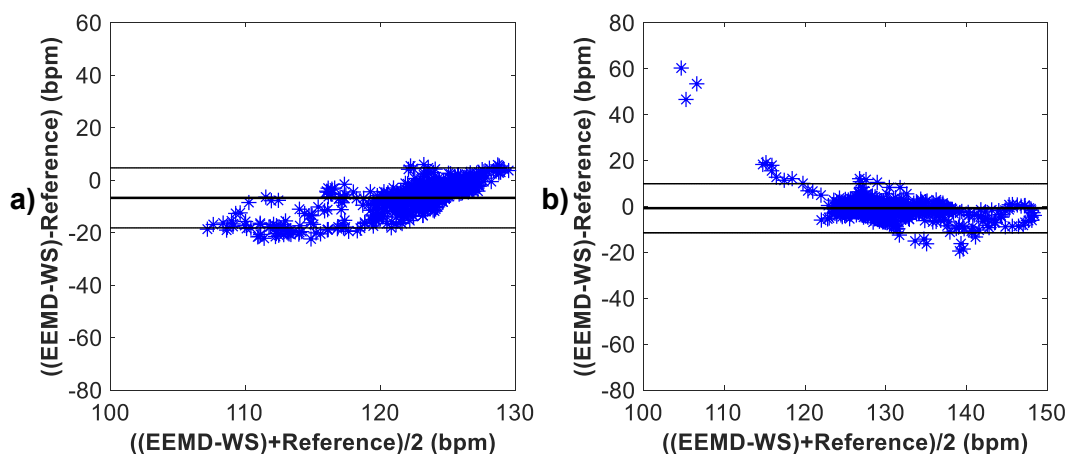
Obr. 159: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



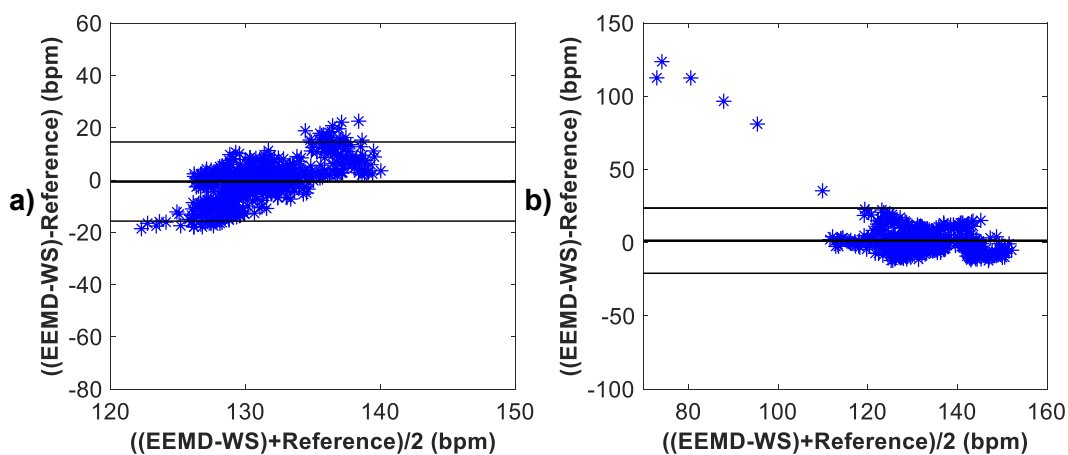
Obr. 160: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



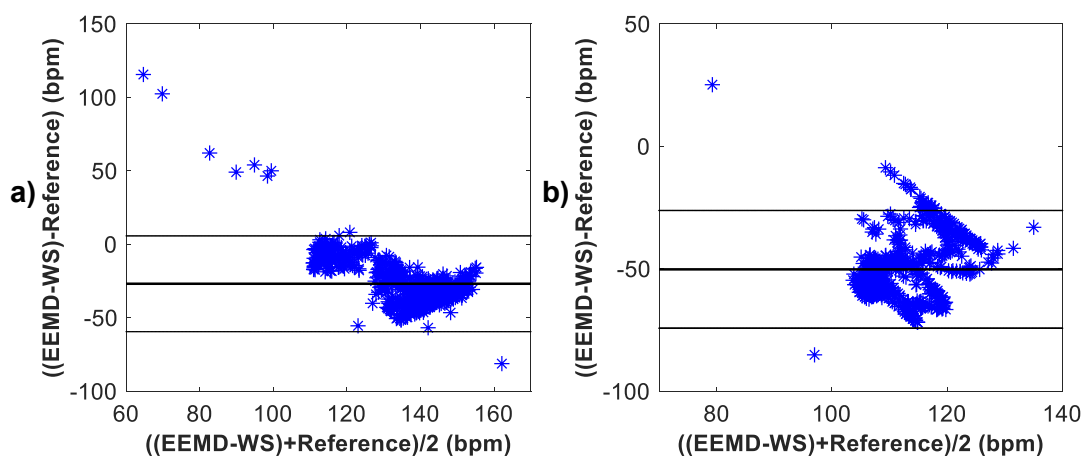
Obr. 161: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 162: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 163: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 164: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 19 zvýrazněny. Dle Tab. 19 je možné určit, že hybridní metoda EEMD-WS pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05, r07 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r07. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03 a r05. Na základě parametru *FI* pracuje metoda správně u všech záznamů.

Dle Obr. 158 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod EEMD a WS u záznamů r01, r02, r04, r08 a r10. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r07 a r09. Špatných výsledků u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod EEMD a WS dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r08, r09 a r10. U záznamů r04 a r07 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

Pokud budeme i v tomto případě kombinovanou metodou srovnávat s výsledky samostatné metody ICA, i když metoda ICA není součástí hybridní metody, lze konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *Se* u jednoho záznamu. U osmi záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky dosáhla lepších výsledků u dvou záznamů. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků rovněž u dvou záznamů. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků. Je třeba připomenout, že se jedná pouze o jednokanálovou metodu.

6 Diskuze dosažených výsledků

Souhrnné zhodnocení výsledků všech hybridních metod je zobrazeno v Tab. 20. První sloupec udává počet záznamů, u kterých došlo ke zlepšení při detekci fQRS komplexů vzhledem k použití samotné metody ICA, druhý sloupec udává počet správně detekovaných fQRS komplexů. Sloupce s parametry *ACC*, *SE*, *PPV* a *F1* udávají počet záznamů, pro které je dle daného parametru metoda funkční, tedy nabývají hodnot alespoň 95 %. Poslední dva sloupce udávají počet záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků při vykreslení fHRV křivky a Bland-Altmanova grafu. Testována byla také kombinace ICA-WS, metoda WS však odfiltrovala velkou část fEKG komponent a její využití by nebylo vhodné. Její statistické hodnocení tedy není uvedeno.

Tab. 20: Souhrn výsledků jednotlivých hybridních metod.

Metody	Zlepšení detekce fQRS	TP	Se	PPV	ACC	F1	fHRV křivka	B-A graf
ICA	-	7 544	10	11	7	12	3	3
ICA-WT <i>sym16</i>	7	7 591	11	10	8	12	5	6
ICA-WT <i>db7</i>	6	7 592	12	11	8	12	4	4
ICA-EMD	5	7 570	11	10	8	12	5	5
ICA-EEMD	7	7 572	10	11	7	12	4	4
ICA-EMD-WT <i>db11</i>	6	7 573	11	11	7	12	4	5
ICA-EMD-WT <i>sym18</i>	6	7 579	10	11	8	12	4	5
ICA-EEMD-WT <i>db8</i>	6	7 576	11	11	10	12	3	4
ICA-EEMD-WT <i>coif3</i>	6	7 571	11	11	8	12	3	4
ICA-EMD-WS <i>db19</i>	8	7 603	12	11	10	12	5	3
ICA-EMD-WS <i>sym10</i>	8	7 602	10	11	8	12	5	4
ICA-EEMD-WS <i>sym10</i>	8	7 603	11	10	9	12	5	4
ICA-EEMD-WS <i>db11</i>	6	7 576	10	11	8	12	5	4
ICA-PCA-ICA	8	7 616	12	12	10	12	5	5
EMD-WT <i>sym10</i>	10	7 613	12	11	10	12	4	4
EMD-WT <i>db8</i>	4	7 564	11	11	8	12	4	4
EEMD-WT <i>db8</i>	4	7 561	12	11	9	12	4	4
EEMD-WT <i>sym4</i>	4	7 538	12	11	7	12	1	1
EMD-WS <i>sym6</i>	6	7 590	11	11	10	12	2	1
EMD-WS <i>db19</i>	7	7 549	11	10	7	12	5	5
EEMD-WS <i>db19</i>	8	7 547	11	10	7	12	5	5
EEMD-WS <i>sym6</i>	6	7 582	11	11	9	12	2	1

Dle subjektivního hodnocení vícekanálových metod lze dle empirického porovnání průběhů ideálního referenčního fEKG záznamu a záznamů extrahovaných jednotlivými hybridními metodami konstatovat, že nejlepších výsledků dosáhla metoda ICA-PCA-ICA, která dokázala minimalizovat zůstatky mEKG komponenty, aniž by výrazně deformovala tvar fQRS komplexů. U metod využívající

WT nebo WS došlo k deformaci fQRS komplexů aplikací vlnek, což při určení fHRV, které je primárním cílem této práce není překážkou, avšak v dalších studiích by tato deformace znesnadnila analýzu morfologie ST úseku a délky QT intervalu. Dobrých výsledků bez deformace fQRS komplexů dosáhly také metody ICA-EMD a ICA-EEMD. Metoda EEMD dokázala dle vizuálního hodnocení lépe eliminovat mEKG složku i ostatní rušivé signály a také lépe zachovat tvar a vyšší amplitudu fEKG komponent. Při srovnání metody WT a WS lze konstatovat, že lépe dokázala mEKG komponenty a další rušení odfiltrovat metoda WS, avšak odfiltrovala také část fEKG komponent, což způsobilo zmenšení amplitudy fEKG.

Srovnatelných výsledků, kterých dosáhly vícekanálové metody, dosáhly také jednokanálové metody, kde byl pro zpracování použit pouze jeden aEKG signál. U jednokanálových metod byly výsledky dle empirického porovnání EMD a EEMD metody téměř totožné. Při porovnání aplikace WS a WT metody byly rozdíly obdobné jako u vícekanálových metod, tedy lépe dokázala mEKG komponenty a další rušení odfiltrovat metoda WS, avšak odfiltrovala také část fEKG komponenty, což způsobilo zmenšení amplitudy fEKG.

Dle objektivního hodnocení využívající statistických parametrů v Tab. 20 lze konstatovat, že nejlepších výsledků dle počtu záznamů, u kterých došlo ke zlepšení detekce počtu fQRS komplexů vzhledem k použití samotné metody ICA dosáhla metoda EMD-WT využívající vlnky *sym10*. Nejvíce fQRS komplexů dokázala správně detekovat metoda ICA-PCA-ICA. Dle parametru *ACC* dosáhly nejlepších výsledků metody ICA-EEMD-WT využívající vlnky *db8*, ICA-EMD-WS využívající vlnky *db19*, ICA-PCA-ICA, EMD-WT využívající vlnky *sym10* a EMD-WS využívající vlnky *sym6*. Dle parametru *Se* metody ICA-WT využívající vlnky *db7*, ICA-EMD-WS využívající vlnky *db19*, ICA-PCA-ICA, EMD-WT využívající vlnky *sym10*, EEMD-WT využívající vlnky *db8* a EEMD-WT využívající vlnky *sym4*. Dle parametru *PPV* dosáhla nejlepších výsledků metoda ICA-PCA-ICA. Dle parametru *F1* bylo dosaženo u všech metod dobrých výsledků. Dle hodnocení fHRV křivek bylo dosaženo nejlepších výsledků u metod ICA-WT využívající vlnky *sym4*, ICA-EMD, ICA-EMD-WS využívající vlnky *db19* i vlnky *sym10*, ICA-EEMD-WS využívající vlnky *sym10* i vlnky *db11*, ICA-PCA-ICA, EMD-WS využívající vlnky *db19* a EEMD-WS využívající vlnky *db19*. A dle hodnocení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo nejlepších výsledků u metody ICA-WT využívající vlnky *sym16*.

Celkově lze tedy jako nejvhodnější určit hybridní metodu ICA-PCA-ICA, která dosáhla nejlepších výsledků, co se týče objektivního, tak subjektivního hodnocení. Metoda dokázala nejlépe odfiltrovat mEKG signál, nedocházelo k deformaci fQRS komplexů, jelikož nebyla použita WT ani WS metoda. V budoucnu by tedy byla vhodná i pro analýzu morfologie ST úseku a délky QT intervalu. Dosáhla také u šesti z osmi hodnocených parametrů nejlepších výsledků a zlepšení detekce fQRS komplexů bylo u osmi záznamu, tedy byla funkční u většiny záznamů.

Jako další dvě vhodné metody je potřeba zmínit metody ICA-EMD-WS využívající vlnky *db19* a EMD-WT využívající vlnky *sym10*. U obou metod bylo dosaženo nejlepších výsledků u čtyř z osmi parametrů, nevýhodou je použití WT a WS metody, která deformuje fQRS komplex. Je potřeba zmínit, že metoda EMD-WT je jednokanálová a překonala výsledky většiny vícekanálových metod.

Důležitým poznatkem je také to, že metoda EEMD dosahuje dle empirického posouzení výrazně lepších výsledků. Avšak na rozdíl od metody EMD je velice časově náročná a její statistické výsledky jsou ve srovnání s metodou EMD ve většině případů horší. Nevýhodou metody EEMD je také to, že se výsledky i při použití stejných záznamů mohou mírně lišit, jelikož v algoritmu probíhá mnoho iterací.

Důležitou roli při extrakci fEKG hraje také charakter a kvalita aEKG záznamů. Souhrn výsledků dle subjektivního hodnocení metod pro všech 12 záznamů je znázorněn v Tab. 21. Pro každý záznam byla vybrána nejlépe fungující metoda a počet hybridních metod, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.

Tab. 21: Sumarizace dosažených výsledků hybridních metod u jednotlivých záznamů.

Záznamy	Nejlépe fungující metoda	Počet vhodných metod
r01	ICA-PCA-ICA	21
r02	ICA-PCA-ICA	12
r03	ICA-PCA-ICA	0
r04	EMD-WS <i>db19</i>	5
r05	ICA-PCA-ICA	13
r06	ICA-EMD-WT <i>sym18</i>	0
r07	EEMD-WT <i>db8</i>	0
r08	ICA-WT <i>db7</i>	19
r09	ICA-PCA-ICA	12
r10	ICA-WT <i>sym16</i>	5
r11	EMD-WS <i>db19</i>	0
r12	EEMD-WT <i>sym4</i>	0

Dle subjektivního hodnocení byla pro záznamy r01, r02, r03, r05 a r09 jako nejvhodnější vybrána hybridní metoda ICA-PCA-ICA, pro záznamy r04 a r11 metoda EMD-WS využívající vlnky *db19*, pro záznam r06 metoda ICA-EMD-WT využívající vlnky *sym18*, pro záznam r07 metoda EEMD-WT využívající vlnky *db8*, pro záznam r08 metoda ICA-WT využívající vlnky *db7*, pro záznam r10 metoda ICA-WT využívající vlnky *sym16* a pro záznam r12 metoda EEMD-WT využívající vlnky *sym4*.

Pro záznam r01 bylo dle subjektivního hodnocení dosaženo dobrých výsledků u všech 21 testovaných kombinací hybridních metod, pro záznamy r02 a r09 bylo dosaženo dobrých výsledků u 12 metod, pro záznamy r04 a r10 bylo dosaženo dobrých výsledků u 5 metod, pro záznam r05 bylo dosaženo dobrých výsledků u 13 metod, pro záznam r08 bylo dosaženo dobrých výsledků u 19 metod a pro záznamy r03, r06, r07, r11 a r12 nebylo dosaženo dobrých výsledků u žádné z testovaných hybridních metod.

Dle Tab. 21 lze jednotlivé záznamy rozdělit do tří skupin. První skupinou jsou záznamy, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků u většiny metod (r01, r02, r05, r08 a r09). Jedná se o kvalitně extrahované aEKG záznamy, kde je sice dominantní mEKG složka, ale také dobře viditelná a detekovatelná fEKG složka. Druhou skupinou jsou záznamy, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků jen u několika metod (r04 a r10). U těchto záznamů je mEKG složka velmi dominantní oproti fEKG složce. Třetí skupinou jsou záznamy, u kterých nebylo dosaženo dobrých výsledků u žádné hybridní metody (r03, r06, r07, r11 a r12). Jedná se o záznamy s velice nízkou amplitudou fEKG složky a velmi dominantní mEKG složkou.

Lze také soudit, že metoda ICA-PCA-ICA pracovala lépe převážně u první skupiny záznamů, zatímco metody jejichž součástí byla aplikace WT nebo WS dokázala lépe extrahovat fEKG u záznamů s horší kvalitou. Pravděpodobně je to dáno tím, že mEKG komponenta, která byla u metody ICA-PCA-ICA odečítána od aEKG signálů obsahovala v některých případech také zůstatky fEKG komponenty, a tak došlo k odečtení už tak velmi nízké úrovně fEKG komponenty v aEKG signálech.

7 Závěr

Tato diplomová práce byla zaměřena na implementaci hybridních metod s cílem extrahovat fEKG a určit fHRV. Teoretická část práce byla věnována nejdůležitějším poznatkům týkajících se současných možností monitorování plodu, analýze fEKG a problémům, které extrakci fEKG doprovází. Na základě rešerše současného stavu využití hybridních metod bylo zvoleno šest jednotlivých metod ICA, WT, WS, EMD, EEMD a PCA. Tyto metody byly matematicky popsány a také byl vysvětlen princip jednotlivých metod. Ve většině dosud prezentovaných studií byly tyto metody používány samostatně. Pro zvýšení úspěšnosti a také přesnosti extrakce a analýzy fEKG bylo hlavní myšlenkou této práce sloučit alespoň dvě jednotlivé metody do jednoho algoritmu a vytvořit tak hybridní algoritmy. Celkově bylo vytvořeno a implementováno dvanáct hybridních algoritmů. Jednalo se o osm vícekanálových metod: ICA-WT, ICA-EMD, ICA-EEMD, ICA-EMD-WT, ICA-EEMD-WT, ICA-EMD-WS, ICA-EEMD-WS a ICA-PCA-ICA vyžadující na vstupu minimálně dva aEKG signály. A čtyři jednokanálové metody: EMD-WT, EEMD-WT, EMD-WS, EEMD-WS vyžadující na vstupu pouze jeden aEKG signál.

Dále bylo realizováno GUI v prostředí Matlab, které umožnilo otestovat hybridní algoritmy, ale také samotnou metodu ICA. Program umožnil srovnání výsledků v časové oblasti i ve frekvenční oblasti, pomocí frekvenčních spekter a spektrogramů. Také umožnil statistické srovnání, vykreslení Bland-Altmanova grafu, srovnání vektorů fHRV a uložení jak jednotlivých signálů, tak i grafů.

Další část realizace byla zaměřena na testování hybridních metod na dvanácti reálných záznamech. Záznamy byly získány od dvanácti různých žen mezi 38. a 41. týdnem těhotenství. Pro každý záznam byly k dispozici čtyři abdominální záznamy, referenční záznam ze skalpové elektrody a anotace obsahující markery přesně označující umístění R kmitů stanovené odborníky. Prvním krokem bylo testování samostatné metody ICA. Důvodem, proč byla samostatná metoda ICA zpracovávána je především zjištění nejvhodnější kombinace elektrod (z jedenácti možných kombinací) pro každý záznam dle hodnoty $\pm 1,96 SD$. Pro testování vícekanálových metod byla pro každý záznam vybrána kombinace elektrod, která nabývala nejnížší hodnoty $\pm 1,96 SD$ po aplikaci metody ICA. Metoda sloužila také pro srovnání výkonnosti jednotlivých hybridních metod a ověření předpokladu, že kombinovanou metodou je možno docílit lepších výsledků než metodou samostatnou. Pro testování jednokanálových metod byl vybrán aEKG signál s nejnížší hodnotou $\pm 1,96 SD$.

V této práci bylo při aplikaci metody ICA využito rozkladu na tři komponenty, které měly nejčastěji charakter šumu, mEKG a odhad fEKG se zůstatky mEKG. Na poslední zmíněnou komponentu pak byly aplikovány další metody s cílem odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG. Rozklad na větší počet komponent neměl smysl, jelikož se jednalo o signály s charakterem šumu. Nevýhodou metody ICA bylo, že se komponenty seřadily náhodně a také byly amplitudově pozměněny. Před dalším zpracováním bylo tedy nutné komponenty správně upravit. U hybridních metod, jejichž součástí byla metoda EMD nebo EEMD bylo klíčové vhodně zvolit jednotlivé oscilační IMF funkce, se kterými se dále pracovalo. Ty byly u vícekanálových metod vybrány empiricky a vhodnost jejich použití byla ověřena experimentálně. U jednokanálových metod byly všechny IMF funkce vstupních signálů korelovány s ideálním fEKG a vypočítán korelační koeficient pro všechny funkce. Na rekonstrukci signálu se pak podílely pouze ty funkce, jejichž korelační koeficient byl vyšší než prahová hodnota alespoň u poloviny záznamů. Při použití metody EEMD bylo v této práci u všech metod pracováno s 50 rozkladovými cykly. U hybridních metod, jejichž součástí byla metoda WT nebo WS bylo potřeba vhodně zvolit počet rozkladových úrovní, typ vlnky a její koeficient. Byly testovány vlnky *Symlet*, *Coiflet* a *Daubechies* pro čtyři a pět rozkladových úrovní. V práci byly zpracovány výsledky extrakce

vždy pro dvě vlnky, u kterých bylo dosaženo nejlepších výsledků. Pokud byla součástí hybridní metody metoda WS bylo potřeba také vhodně zvolit prahovou hodnotu. Testovány byly všechny funkce pro výběr prahu, které jsou předdefinovány v prostředí Matlab, a opět zvolena nejvhodnější z nich. Jedná se o pravidla výběru *rigsure*, *sqtwolog*, *heursure*, a *minimaxi*. Pokud byla součástí metoda PCA, bylo potřeba zvolit komponenty, se kterými se bude dále pracovat. Bylo aplikováno Kaiserovo pravidlo výběru, které doporučuje výběr všech PCA komponent, jejichž vlastní čísla jsou větší než 1.

Hodnocení všech metod bylo provedeno subjektivně, empirickým porovnáním průběhů ideálního referenčního fEKG záznamu a záznamů extrahovaných jednotlivými hybridními metodami. A také objektivně, hodnocením křivky fHRV vykreslené pro hybridní metodu a pro anotaci. Byl použit detektor využívající komplexní WT a vlnku *Daubechies* pro nalezení všech lokálních minim a maxim. Tedy detekoval R kmity a stanovil RR intervaly. Z těchto intervalů pak bylo potřeba stanovit aktuální tepové frekvence mezi jednotlivými R kmity. Následně byl pro hodnoty získané metodou proveden klouzavý průměr o velikosti okna 30 vzorků. Tato hodnota se běžně používá v klinické praxi. Na základě klouzavých průměrů byly vytvořeny průběhy variability fHRV a srovnány s anotacemi, kde jsou R kmity stanovené odborníky. Ke statistickému vyhodnocení přesnosti detekce fHRV byly využity Bland-Altmanovy grafy, které se velice často používají k hodnocení dvou metod lékařského měření. V této práci se porovnávaly výsledky fHRV stanovené metodou a fHRV stanovené dle anotace. Dále byly vytvořeny tabulky se statistickým hodnocením detekce fQRS komplexů zahrnující celkový počet fQRS komplexů v záznamu, správně detekované komplexy, falešně pozitivní a falešně negativní komplexy, pravděpodobnost správné detekce, senzitivitu, pozitivní prediktivní hodnotu a celkovou přesnost metody. Pokud byla hodnota parametru alespoň 95 % pak metoda dle daného parametru pracovala pro daný záznam správně. Hodnoty nižší než 95 % byly v tabulce zvýrazněny.

Výsledky hybridních metod byly porovnány s výsledky samotné aplikace metody ICA. U všech hybridních metod bylo dosaženo lepších výsledků minimálně u tří z osmi hodnocených parametrů než u metody ICA. Nejlepších výsledků pak dle objektivního i subjektivního hodnocení dosáhla metoda ICA-PCA-ICA. Metoda dosáhla u šesti z osmi hodnocených parametrů nejlepších výsledků, dokázala nejlépe odfiltrovat mEKG signál a nedocházelo k deformaci fQRS komplexů, jelikož nebyla použita WT ani WS metoda. V budoucnu by tedy byla vhodná i pro analýzu morfologie ST úseku a délky QT intervalu. Další dvě metody, které dosáhly dobrých výsledků byly metody ICA-EMD-WS využívající vlnky *db19* a EMD-WT využívající vlnky *sym10*. U obou metod bylo dosaženo nejlepších výsledků u čtyř z osmi parametrů. Nevýhodou je použití WT a WS metody, která deformuje fQRS komplex, což není v této práci překážkou, jelikož je hlavním cílem stanovení fHRV, ale v dalších studiích by to mohlo ztížit například ST analýzu. Je potřeba zmínit, že metoda EMD-WT je jednokanálová a překonala výsledky většiny vícekanálových metod. Z toho lze usoudit, že velkou roli hraje také kvalita samotných aEKG záznamů. Metoda ICA-PCA-ICA pracovala lépe převážně u kvalitně extrahovaných aEKG záznamů, zatímco hybridní metody jejichž součástí byla aplikace metody WT nebo WS pracovaly lépe u záznamů s horší kvalitou. Při aplikaci metody ICA-PCA-ICA byly při odečtení mEKG komponenty u méně kvalitních záznamů pravděpodobně odečteny také zůstatky fEKG komponenty, které nabývaly v aEKG záznamech už tak velmi nízké úrovně. Důležitým poznatkem je také to, že metoda EEMD je velice časově náročná a její statistické výsledky byly ve srovnání s metodou EMD horší.

Do budoucna by bylo možné práci rozšířit o analýzu morfologie ST úseku a délky QT intervalu u extrahovaných signálů. Vhodné by bylo také vyzkoušet další kombinace metod, ideálně neadaptivních a adaptivních (ICA-ANFIS) nebo několika adaptivních metod (KF-ANFIS). Hybridní metoda by tak dokázala přizpůsobit nastavené parametry charakteru zpracovávaného signálu.

Literatura

- [1] GUPTA, Abhinav, M. C. SRIVASTAVA, Vineet KHANDELWAL a Abhilekh GUPTA. A novel approach to fetal ECG extraction and enhancement using blind source separation (BSS-ICA) and adaptive fetal ECG enhancer (AFE). *Information, Communications & Signal Processing, 2007 6th International Conference on*. IEEE, 2007, 2007, 1-4. DOI: 10.1109/ICICS.2007.4449716. ISBN 978-1-4244-0982-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4449716/>
- [2] PING GAO, EE-CHIEN CHANG a L. WYSE. Blind separation of fetal ECG from single mixture using SVD and ICA. *Fourth International Conference on Information, Communications and Signal Processing, 2003 and the Fourth Pacific Rim Conference on Multimedia. Proceedings of the 2003 Joint*. Singapore, Singapore: IEEE, 2003, 1418-1422. DOI: 10.1109/ICICS.2003.1292699. ISBN 0-7803-8185-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1292699/>
- [3] MA, Ming, Yu-Lin YANG a San-Ya LEI. Blind Extraction of FECG Combining Periodicity and Kurtosis. *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. Beijing, China: IEEE, 2009, 2009, 1-4. DOI: 10.1109/ICBBE.2009.5162460. ISBN 978-1-4244-2901-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5162460/>
- [4] BARROS, Allan Kardec a Andrzej CICHOCKI. Extraction of Specific Signals with Temporal Structure. *Neural Computation*. 2001, 13(9), 1995-2003. DOI: 10.1162/089976601750399272. ISSN 0899-7667. Dostupné z: <http://www.mitpressjournals.org/doi/10.1162/089976601750399272>
- [5] LIN ZHANG, Zhi a Zhang YI. Extraction of a source signal whose kurtosis value lies in a specific range. *Neurocomputing Letters*. 2006, (69), 900-904. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0925231205002080>
- [6] AYAT, Mohammad, Khaled ASSALEH a Hasan AL-NASHASH. *Extracting fetal ECG from a single maternal abdominal record*. IEEE, 2015, 2015, 1-4. DOI: 10.1109/IEEEGCC.2015.7060027. ISBN 978-1-4799-8422-0. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7060027/>
- [7] MARTÍN-CLEMENTE, Ruben, Jose Luis CAMARGO-OLIVARES, Susana HORNILLO-MELLADO, Mar ELENA a Isabel ROMÁN. Fast Technique for Noninvasive Fetal ECG Extraction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2011, 58(2), 227-230. DOI: 10.1109/TBME.2010.2059703. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5512602/>
- [8] KANJILAL, P.P., S. PALIT a G. SAHA. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2008, 44(1), 51-59. DOI: 10.1109/10.553712. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/553712/>
- [9] SAMENI, R., C. JUTTEN a M.B. SHAMSOLLAHI. Multichannel Electrocardiogram Decomposition Using Periodic Component Analysis. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2008, 55(8), 1935-1940. DOI: 10.1109/TBME.2008.919714. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4463649/>
- [10] LIU, Guangchen a Yihui LUAN. *An adaptive integrated algorithm for noninvasive fetal ECG separation and noise reduction based on ICA-EEMD-WS*. 2015, 53(11), 1113-1127. DOI: 10.1007/s11517-015-1389-1. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-015-1389-1>
- [11] KOTAS, Marian. Combined application of independent component analysis and projective filtering to fetal ECG extraction. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 2008, 28(1), 75-93. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/289701798_Combined_application_of_independent_component_analysis_and_projective_filtering_to_fetal_ECG_extraction

- [12] SAMENI, R., F. VRINS, F. PARMENTIER, C. HÉRAIL, V. VIGNERON, M. VERLEYSEN, C. JUTTEN a M. B. SHAMSOLLAHI. Electrode Selection for Noninvasive Fetal Electrocardiogram Extraction using Mutual Information Criteria. *AIP Conference Proceedings*. AIP, 2006, 2006, 97-104. DOI: 10.1063/1.2423265. ISSN 0094243X. Dostupné z: <http://aip.scitation.org/doi/abs/10.1063/1.2423265>
- [13] VARANINI, M., G. TARTATISCO, L. BILLECI, A. MACERATA, G. PIOGGIA a R. BALOCCHI. A Multi-step Approach for Non-invasive Fetal ECG Analysis. *Computing in Cardiology*. 2013, 281-284. ISSN 2325-8861. Dostupné z: <http://www.cinc.org/archives/2013/pdf/0281.pdf>
- [14] JADHAV, Sonali H. a D. N DHANG. Extraction of Fetal ECG from Abdominal Recordings Combining BSS-ICA & WT Techniques. *International Journal of Engineering Research and Technology*. 2017, 10(1), 869-874. ISSN 0974-3154. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/d6bd/56d712a11d490f6e57247b3bae54d442d3e9.pdf>
- [15] BILLECI, Lucia a Maurizio VARANINI. A Combined Independent Source Separation and Quality Index Optimization Method for Fetal ECG Extraction from Abdominal Maternal Leads. *Sensors*. 2017, 17(5), 1135-1155. DOI: 10.3390/s17051135. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/17/5/1135>
- [16] IONESCU, Viorel. Fetal ECG Extraction from Multichannel Abdominal ECG Recordings for Health Monitoring During Labor. *Procedia Technology*. 2016, 22, 682-689. DOI: 10.1016/j.protcy.2016.01.143. ISSN 22120173. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2212017316001444>
- [17] GHOBADI AZBARI, Peyman, Mostafa ABDOLGHAFFAR, Saeed MOHAQEIQI, Mohammad POOYAN, Alireza AHMADIAN a Niloofar GHANBARZADEH GASHTI. A novel approach to the extraction of fetal electrocardiogram based on empirical mode decomposition and correlation analysis. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*. 2017, 40(3), 565-574. DOI: 10.1007/s13246-017-0560-4. ISSN 0158-9938. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s13246-017-0560-4>
- [18] RAVINDRAKUMAR, S. A SVD Multi-Stage Adaptive Least Square Approach for FECG Signal Extraction in Multichannel System. *International Journal of System Design and Information Processing*. 2013, 1-7. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.676.9564&rep=rep1&type=pdf>
- [19] SWARNALATH, R. a D.V. PRASAD. A Novel Technique for Extraction of FECG using Multi Stage Adaptive Filtering. *Journal of Applied Sciences*. 2010, 10(4), 319-324. DOI: 10.3923/jas.2010.319.324. ISSN 18125654. Dostupné z: <http://www.scialert.net/abstract/?doi=jas.2010.319.324>
- [20] LI, Chaolan, Bin FANG, Huijie LI a Pu WANG. A novel method of FECG extraction combined self-correlation analysis with ICA. *2016 8th IEEE International Conference on Communication Software and Networks (ICCSN)*. IEEE, 2016, 107-111. DOI: 10.1109/ICCSN.2016.7586629. ISBN 978-1-5090-1781-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7586629/>
- [21] TALHA, M., M.A. GUETTOUCHE a A. BOUSBIA-SALAH. Combination of a FIR filter with a Genetic algorithm for the extraction of a fetal ECG. *2010 Conference Record of the Forty Fourth Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers*. IEEE, 2010, 1756-1759. DOI: 10.1109/ACSSC.2010.5757842. ISBN 978-1-4244-9722-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5757842/>
- [22] PANIGRAHY, D a P K SAHU. Extraction of fetal electrocardiogram (ECG) by extended state Kalman filtering and adaptive neuro-fuzzy inference system (ANFIS) based on single channel abdominal recording. *Sadhana*. 2015, 40(4), 1091-1104. DOI: 10.1007/s12046-015-0381-7. ISSN 0256-2499. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12046-015-0381-7>

- [23] HASAN, M. A., M. B. I. REAZ a M. I. IBRAHIMY. Fetal electrocardiogram extraction and R-peak detection for fetal heart rate monitoring using artificial neural network and Correlation. *The 2011 International Joint Conference on Neural Networks*. IEEE, 2011, 2011, 15-20. DOI: 10.1109/IJCNN.2011.6033193. ISBN 978-1-4244-9635-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6033193/>
- [24] KAHÁNKOVÁ, Radana. *Adaptivní metody extrakce abdominálního plodového elektrokardiogramu* [online]. Ostrava, 2016 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/oaaiqp/>. Diplomová práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Ing. Radek Martinek, Ph.D.
- [25] JAROŠ, René. *Neadaptivní metody zpracování plodového elektrokardiogramu* [online]. Ostrava, 2017 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/nac34y/>. Diplomová práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.
- [26] ŠKUTOVÁ, Hana. *Extrakce plodového elektrokardiogramu metodami soft computingu* [online]. Ostrava, 2016 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/ivfjvw/>. Diplomová práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Ing. Radek Martinek, Ph.D.
- [27] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [28] SAMENI, Reza. A Review of Fetal ECG Signal Processing Issues and Promising Directions. *Open Pacing Electrophysiology and Therapy Journal*. 2010, 4–20. DOI: 10.2174/1876536X01003010004. ISSN 1876536X. Dostupné z: <http://benthamopen.com/ABSTRACT/TOPEJ-3-4>
- [29] AGOSTINELLI, Angela, Marla GRILLO, Alessandra BIAGINI, et al. Noninvasive Fetal Electrocardiography: An Overview of the Signal Electrophysiological Meaning, Recording Procedures, and Processing Techniques. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*. 2015, 20(4), 303-313. DOI: 10.1111/anec.12259. ISSN 1082720X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/anec.12259>
- [30] RAJESH, A. V. a R. GANESAN. Comprehensive study on fetal ECG extraction. *2014 International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies (ICCICCT)*. IEEE, 2014, 1187-1192. DOI: 10.1109/ICCICCT.2014.6993141. ISBN 978-1-4799-4190-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6993141/>
- [31] ZWINGER, Antonín. *Porodnictví*. Praha: Galén, 2004. ISBN 80-246-0822-7.
- [32] MARTINEK, Radek a Jan ŽÍDEK. A System for Improving the Diagnostic Quality of Fetal Electrocardiogram. *Przegląd Elektrotechniczny*. 2012, 88(5), 164-173. ISSN 0033-2097.
- [33] OLANIYAN, O. T., A. B. MERAIYEBU, J. Y. ALELE, J. B. DARE, D. ATSUKWEI a A. B. ADELAIYE. Variation In Fetal Presentations And Positions Among Women In Warri, Delta State, Nigeria. *World Research Journal of Obstetrics and Gynecology*. 2013, 2(1), 10-12. ISSN 2277-6001.
- [34] MARCHON, Niyan, Gourish NAIK a Radhakrishna PAI. ECG Electrode Configuration to Extract Real Time FECG Signals. *Procedia Computer Science*. 2018, 125, 501-508. DOI: 10.1016/j.procs.2017.12.065. ISSN 18770509. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877050917328296>
- [35] BEHAR, Joachim, Fernando ANDREOTTI, Sebastian ZAUNSEDER, Qiao LI, Julien OSTER a Gari D CLIFFORD. An ECG simulator for generating maternal-foetal activity mixtures on abdominal ECG recordings. *Physiological Measurement*. 2014, 35(8), 1537-1550. DOI: 10.1088/0967-3334/35/8/1537. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/35/i=8/a=1537?key=crossref.8df657030b69dd20f9c2aa40c11cd007>

- [36] MARTINEK, Radek. Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu [online]. Ostrava, 2014 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/imm429/>. Disertační práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Vedoucí práce Jan Židek.
- [37] CLIFFORD, Gari D, Ikaro SILVA, Joachim BEHAR a George B MOODY. Non-invasive fetal ECG analysis. *Physiological Measurement* [online]. 2014, 35(8), 1521-1536 [cit. 2018-07-26]. DOI: 10.1088/0967-3334/35/8/1521. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/35/i=8/a=1521?key=crossref.ed0b7cbee6665c91c9d2ce932d7091c1>
- [38] PHYSIONET. Non-Invasive Fetal Electrocardiogram Database. dostupné [online]. 2007 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://physionet.org/pn3/nifecgdb/>
- [39] Biomedical Systems. *DaISy: STADIUS's Identification Database* [online]. Belgie, 2006 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <http://homes.esat.kuleuven.be/~smc/daisy/daisydata.html>
- [40] PHYSIONET. Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database. dostupné [online]. 2012 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/adfecgdb/>
- [41] PHYSIONET. Computing in Cardiology Challenge: Noninvasive Fetal ECG. dostupné [online]. 2013 [cit. 2018-0-26]. Dostupné z: <http://physionet.org/challenge/2013/>.
- [42] PHYSIONET. OB-1 Database. dostupné [online]. 2011 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/ob1db/>
- [43] PHYSIONET. Fetal ECG Synthetic Database (FECGSYNDB). dostupné [online]. 2016 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/fecgsyndb/>
- [44] CARBONNE, Bruno, Kelly PONS a Emeline MAISONNEUVE. Foetal scalp blood sampling during labour for pH and lactate measurements. *Best Practice & Research Clinical Obstetrics & Gynaecology*. 2016, 30, 62-67. DOI: 10.1016/j.bpobgyn.2015.05.006. ISSN 15216934. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1521693415001066>
- [45] VAN LEEUWEN, P. Fetale Magnetokardiographie. *Herzschrittmachertherapie und Elektrophysiologie*. 1997, 8(3), 184-194. DOI: 10.1007/BF03042401. ISSN 0938-7412. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF03042401>
- [46] JAGANNATH, D.J. a A. Immanuel SELVAKUMAR. Issues and research on foetal electrocardiogram signal elicitation. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2014, 10, 224-244. DOI: 10.1016/j.bspc.2013.11.001. ISSN 17468094. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809413001560>
- [47] KAHANKOVA, Radana, Radek MARTINEK a Petr BILIK. Non-invasive Fetal ECG Extraction from Maternal Abdominal ECG Using LMS and RLS Adaptive Algorithms. *Proceedings of the Third International Afro-European Conference for Industrial Advancement — AECIA 2016*. Cham: Springer International Publishing, 2018, 2018-08-18, 258-271. Advances in Intelligent Systems and Computing. DOI: 10.1007/978-3-319-60834-1_27. ISBN 978-3-319-60833-4. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-60834-1_27
- [48] KAHANKOVA, Radana, Rene JAROS, Radek MARTINEK, Janusz JEZEWSKI, He WEN, Michal JEZEWSKI a Aleksandra KAWALA-JANIK. Non-Adaptive Methods of Fetal ECG Signal Processing. *Advances in Electrical and Electronic Engineering*. 2017, 15(3), 476-490. DOI: 10.15598/aece.v15i3.2196. ISSN 1804-3119. Dostupné z: <http://advances.utc.sk/index.php/AEEE/article/view/2196>

- [49] PHYSIONET. MIT-BIH Arrhythmia Database. dostupné [online]. 2005 [cit. 2018-09-26]. Dostupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/mitdb/>
- [50] AYAT, M., K. ASSALEH a H. NASHASH. Fetal ECG extraction from a single abdominal ECG signal using SVD and polynomial classifiers. *2008 IEEE Workshop on Machine Learning for Signal Processing*. IEEE, 2008, 2008, 250-254. DOI: 10.1109/MLSP.2008.4685488. ISBN 978-1-4244-2375-0. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4685488/>
- [51] PHYSIONET. Fetal ECG Synthetic Database (FECGSYNDB). dostupné [online]. 2016 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://physionet.org/physiobank/database/fecgsyndb/>
- [52] OPEN SOURCE ECG TOOLBOX. ECG Synthetic Data Database. dostupné [online]. 2010 [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <http://ee.sharif.edu/ecg/>
- [53] GOLDBERGER, A. L., L. A. AMARAL, J. M. HAUSDORFF, et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* [online]. 2000, 101(23), 215-220 [cit. 2018-10-02]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10851218>
- [54] JEZEWSKI, Janusz, Adam MATONIA, Tomasz KUPKA, Dawid ROJ a Robert CZABANSKI. Determination of fetal heart rate from abdominal signals: evaluation of beat-to-beat accuracy in relation to the direct fetal electrocardiogram. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering* [online]. 2012, 57(5) [cit. 2018-10-02]. DOI: 10.1515/bmt-2011-0130. ISSN 1862-278X. Dostupné z: <https://www.degruyter.com/view/j/bmte.2012.57.issue-5/bmt-2011-0130/bmt-2011-0130.xml>
- [55] KOTAS, M., J. JEZEWSKI, K. HOROBA a A. MATONIA. Application of spatio-temporal filtering to fetal electrocardiogram enhancement. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2011, 104(1), 1-9 [cit. 2018-10-02]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2010.07.004. ISSN 01692607. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260710001781>
- [56] LOJA, Juan, Natasha LEPORE, Juan D. GARCÍA-ARTEAGA, et al. CinC Challenge 2013: comparing three algorithms to extract fetal ECG. *11th International Symposium on Medical Information Processing and Analysis* [online]. Ecuador, 2015 [cit. 2018-10-03]. DOI: 10.1117/12.2214359. Dostupné z: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?doi=10.1117/12.2214359>
- [57] ANDREOTTI, Fernando, Joachim BEHAR, Sebastian ZAUNSEDER, Julien OSTER a Gari D CLIFFORD. An open-source framework for stress-testing non-invasive foetal ECG extraction algorithms. *Physiological Measurement* [online]. 2016, 37(5), 627-648 [cit. 2018-10-03]. DOI: 10.1088/0967-3334/37/5/627. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/37/i=5/a=627?key=crossref.1ecce4895e05db0aaca181eb64576f338>
- [58] MOODY, G.B. a R.G. MARK. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 2001, 20(3), 45-50 [cit. 2018-10-03]. DOI: 10.1109/51.932724. ISSN 07395175. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/932724/>
- [59] LÁDROVÁ, Martina. *Implementace modulárního zpracování biologických signálů*. Ostrava, 2018. Diplomová práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.
- [60] Noninvasive fetal QRS detection using an echo state network and dynamic programming. *Physiological Measurement* [online]. 2014, 35(8), 1685-1697 [cit. 2018-10-29]. DOI: 10.1088/0967-3334/35/7/1685. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/35/i=8/a=1685?key=crossref.e82a2b3b394a96553998f48fbc6959dd>
- [61] LUKOŠEVIČIUS, Mantas a Vaidotas MAROZAS. Noninvasive fetal QRS detection using Echo State Network. *Computing in Cardiology 2013* [online]. 2013, 40, 205-208 [cit. 2018-10-29]. ISSN 2325-8853. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6712447/references#references>

- [62] BEHAR, Joachim, Alistair E. W. JOHNSON, Julien OSTER a Gari CLIFFORD. *An Echo State Neural Network for Foetal ECG Extraction Optimised by Random Search* [online]. 2013, 1-5 [cit. 2018-10-29]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/An-Echo-State-Neural-Network-for-Foetal-ECG-by-Behar-Johnson/30c4704bb1b014bb7e09031a91190101e020f094>
- [63] K.GHOSH, P. a Deepika POONIA. Comparison of Some EMD based Technique for Baseline Wander Correction in Fetal ECG Signa. *International Journal of Computer Applications* [online]. 2015, 116(15), 48-52 [cit. 2018-10-30]. DOI: 10.5120/20416-2836. ISSN 09758887. Dostupné z: <http://research.ijcaonline.org/volume116/number15/pxc3902836.pdf>
- [64] HASSANPOUR, Hamid a Amin PARSAEI. Fetal ECG Extraction Using Wavelet Transform. 2006 International Conference on Computational Intelligence for Modelling Control and Automation and International Conference on Intelligent Agents Web Technologies and International Commerce (CIMCA'06) [online]. IEEE, 2006, 179-182 [cit. 2018-10-31]. DOI: 10.1109/CIMCA.2006.98. ISBN 0-7695-2731-0. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4052801/>
- [65] GODFREY, A., R. CONWAY, D. MEAGHER a G. ÓLAIGHIN. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2008, 30(10), 1364-1386 [cit. 2018-10-31]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2008.09.005. ISSN 13504533. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453308001653>
- [66] TASWELL, C. The what, how, and why of wavelet shrinkage denoising. *Computing in Science & Engineering* [online]. 2000, 2(3), 12-19 [cit. 2018-10-31]. DOI: 10.1109/5992.841791. ISSN 15219615. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/841791/>
- [67] Introduction to Wavelet Families. *MathWorks* [online]. Massachusetts: The MathWorks, c1994-2018 [cit. 2018-11-27]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/wavelet/gs/introduction-to-the-wavelet-families.html>
- [68] JAROS, Rene, Radek MARTINEK a Radana KAHANKOVA. Non-Adaptive Methods for Fetal ECG Signal Processing: A Review and Appraisal. *Sensors* [online]. 2018, 18(11), 1-34 [cit. 2019-02-27]. DOI: 10.3390/s18113648. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/18/11/3648>
- [69] MARTINEK, Radek, Radana KAHANKOVA, Janusz JEZEWSKI, et al. Comparative Effectiveness of ICA and PCA in Extraction of Fetal ECG From Abdominal Signals: Toward Non-invasive Fetal Monitoring. *Frontiers in Physiology* [online]. 2018, 9, 1-25 [cit. 2019-02-27]. DOI: 10.3389/fphys.2018.00648. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2018.00648/full>
- [70] HORÁK, David. *Diskrétní transformace*. Ostrava, 2012. Učební text. Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava.
- [71] VALENCIA, Daniel, David OREJUELA, Jeferson SALAZAR a Jose VALENCIA. Comparison analysis between rigrsure, sqtwolog, heursure and minimaxi techniques using hard and soft thresholding methods. *2016 XXI Symposium on Signal Processing, Images and Artificial Vision (STSIVA)* [online]. IEEE, 2016, 2016, 21, 1-5 [cit. 2019-03-01]. DOI: 10.1109/STSIVA.2016.7743309. ISBN 978-1-5090-3797-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7743309/>

Seznam příloh

Příloha A – Příloha na CD.

Příloha B – Výsledky kombinace metod ICA a WT pro vlnku *db7*.

Příloha C – Výsledky kombinace metod ICA, EMD a WT pro vlnku *sym18*.

Příloha D – Výsledky kombinace metod ICA, EEMD a WT pro vlnku *coif3*.

Příloha E – Výsledky kombinace metod ICA, EMD a WS pro vlnku *sym10*.

Příloha F – Výsledky kombinace metod ICA, EEMD a WS pro vlnku *db11*.

Příloha G – Výsledky kombinace metod EMD a WT pro vlnku *db8*.

Příloha H – Výsledky kombinace metod EEMD a WT pro vlnku *sym4*.

Příloha I – Výsledky kombinace metod EMD a WS pro vlnku *db19*.

Příloha J – Výsledky kombinace metod EEMD a WS pro vlnku *sym6*.

Příloha A

Součástí práce je CD obsahující reálná data z klinické praxe poskytnutá databází ADFECGDB a anotace. Je na něm také dostupný program pro testování hybridních metod a jednotlivé funkce pro implementaci hybridních metod. Všechny použité funkce a samotný program byly vytvořeny programem Matlab R2017b. Na CD je rovněž uložen text práce ve formátu PDF/A.

Obsah CD:

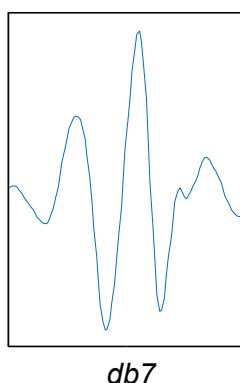
Funkce – Jednotlivé funkce použité pro implementaci hybridních metod.

Program – Vytvořená aplikace pro testování hybridních metod ve formátu *.exe*.

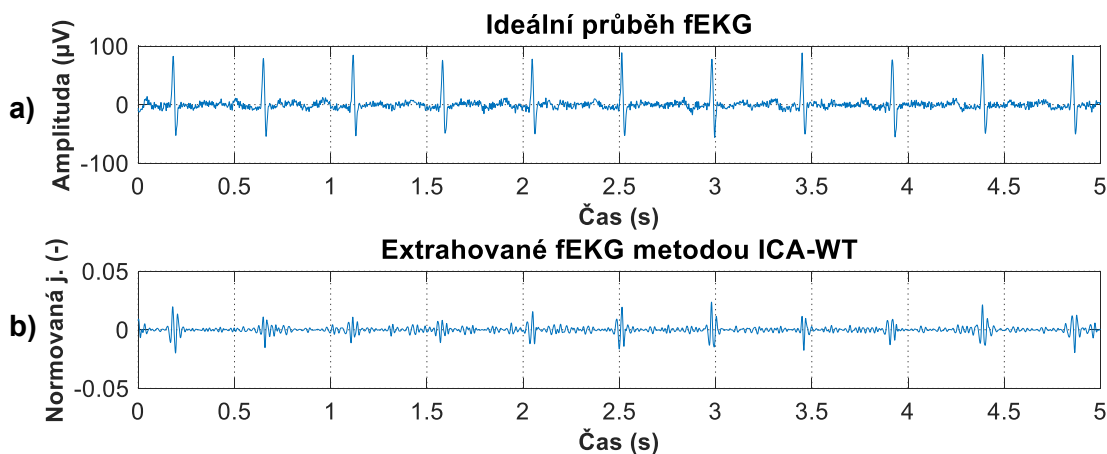
Text – Diplomová práce v elektronické podobě.

Příloha B

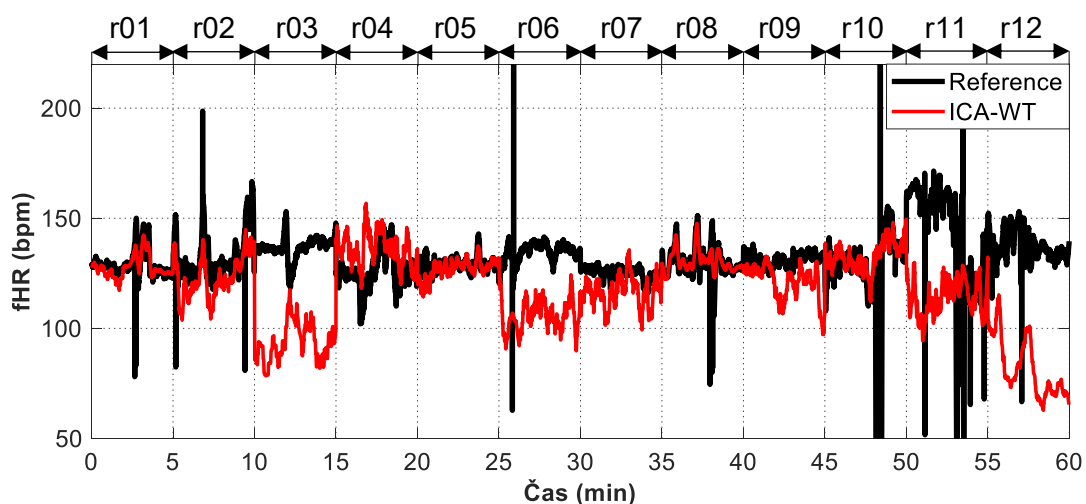
V této příloze jsou výsledky kombinace metod ICA a WT pro vlnku *db7* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.6. Cílem kombinace metod ICA a WT je vhodnou kombinací úrovně rozkladu, typu vlnky a koeficientu vlnky vylepšit odhad fEKG komponenty a minimalizovat zůstatky mEKG. Ukázka testované vlnky je zobrazena na Obr. 165. Ukázka výstupu kombinace metod ICA a WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 166. Vykreslení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 167. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 22.



Obr. 165: Ukázka *Daubechies* vlnky s koeficientem 7 pro čtyři úrovně rozkladu.



Obr. 166: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *db7* a stupeň rozkladu 4.

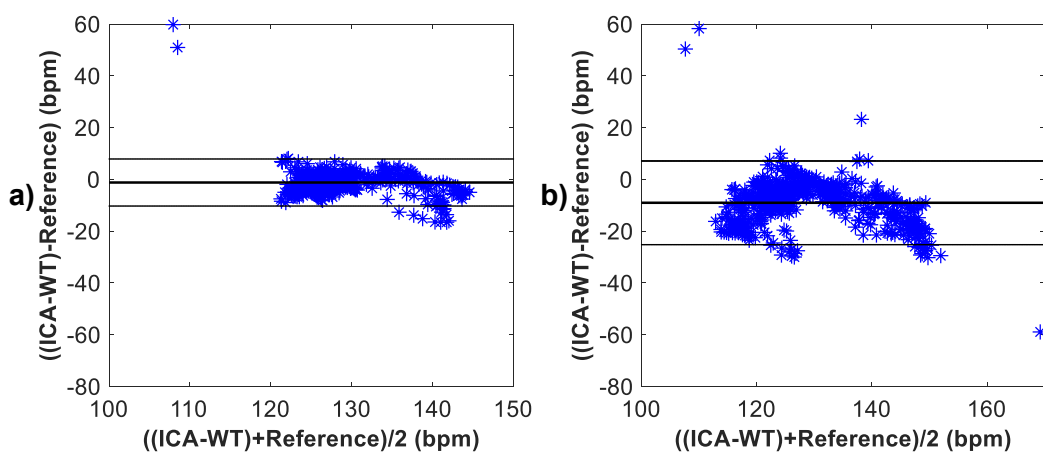


Obr. 167: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db7* a stupeň rozkladu 4.

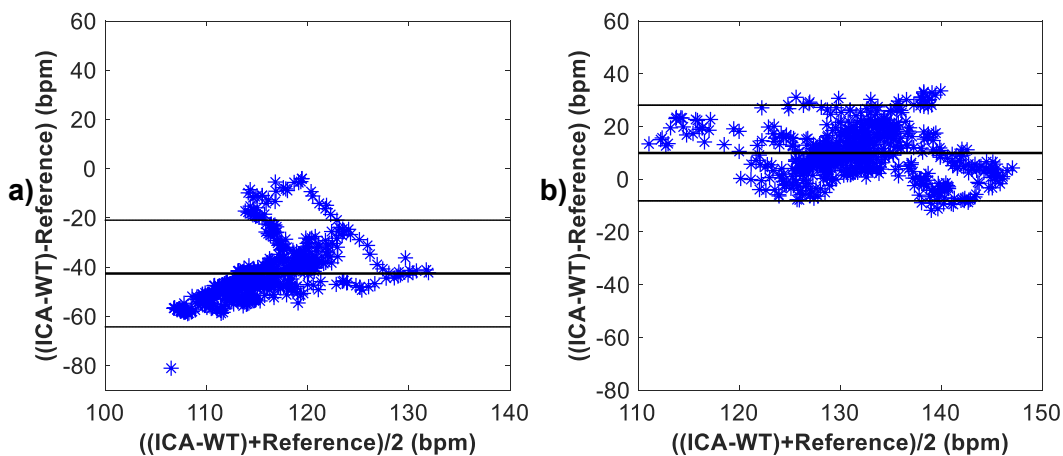
Tab. 22: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA a WT, byla použita vlnka typu *db7* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	629	3	12	9,09	98,13	99,53	97,67	98,83
r02	660	631	8	21	16,15	99,78	98,75	95,61	97,76
r03	684	639	44	1	21,68	99,84	93,56	93,42	96,60
r04	632	602	22	8	18,12	98,69	96,47	95,25	97,57
r05	645	611	2	32	7,52	95,02	99,67	94,73	97,29
r06	674	655	17	2	20,17	99,70	97,47	97,18	98,57
r07	627	583	26	18	13,52	97,00	95,73	92,98	96,36
r08	651	625	14	12	10,05	98,12	97,81	96,01	97,96
r09	657	624	3	30	16,12	95,41	99,52	94,98	97,42
r10	637	630	7	0	22,76	100,00	98,90	98,90	99,45
r11	705	694	10	1	41,73	99,86	98,58	98,44	99,22
r12	685	669	15	1	29,95	99,85	97,81	97,66	98,82

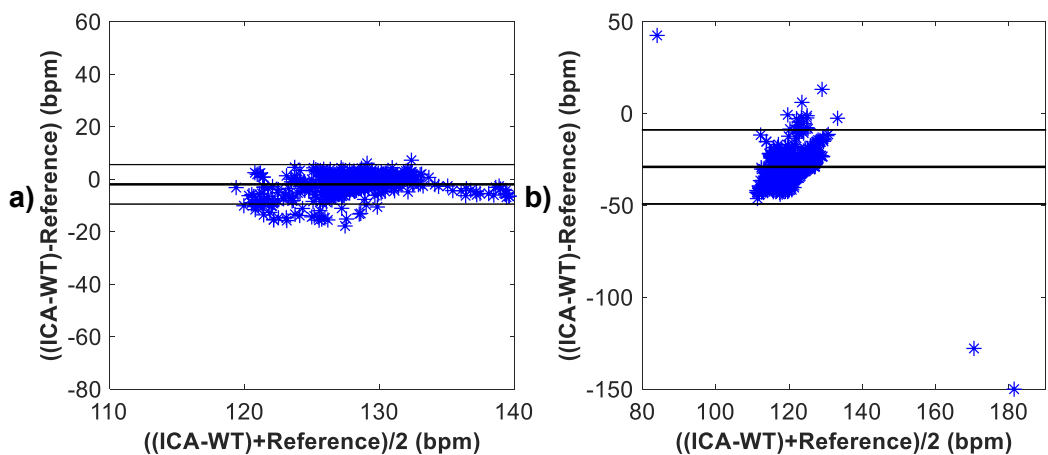
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA a WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 168, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 169, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 170, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 171, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 172, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 173.



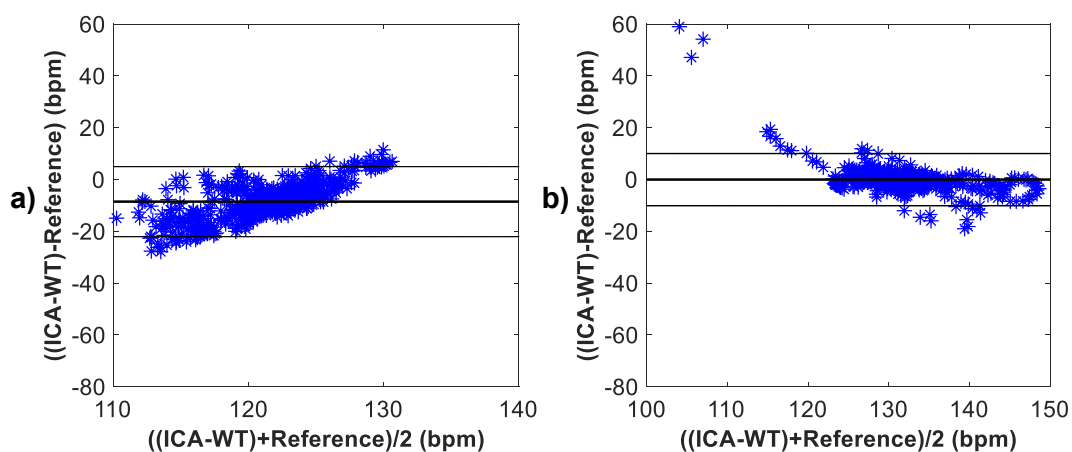
Obr. 168: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka db7 a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



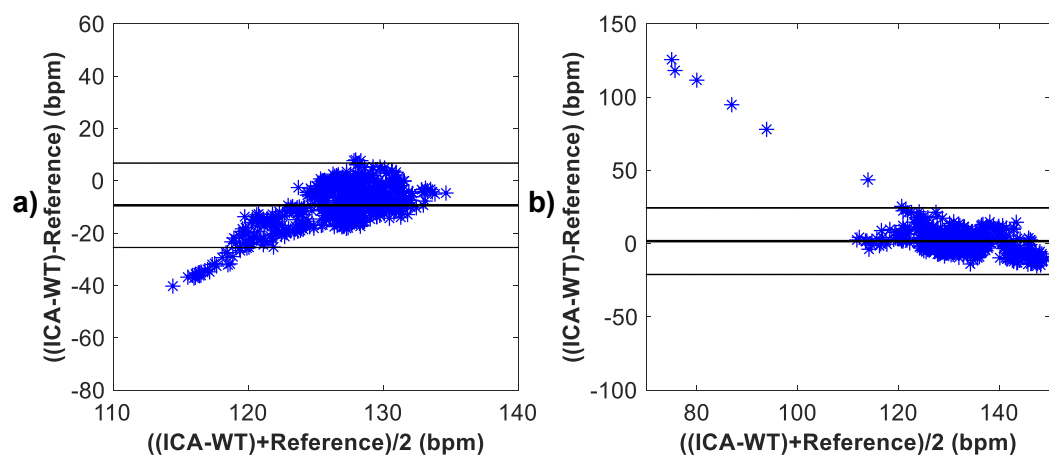
Obr. 169: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka db7 a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



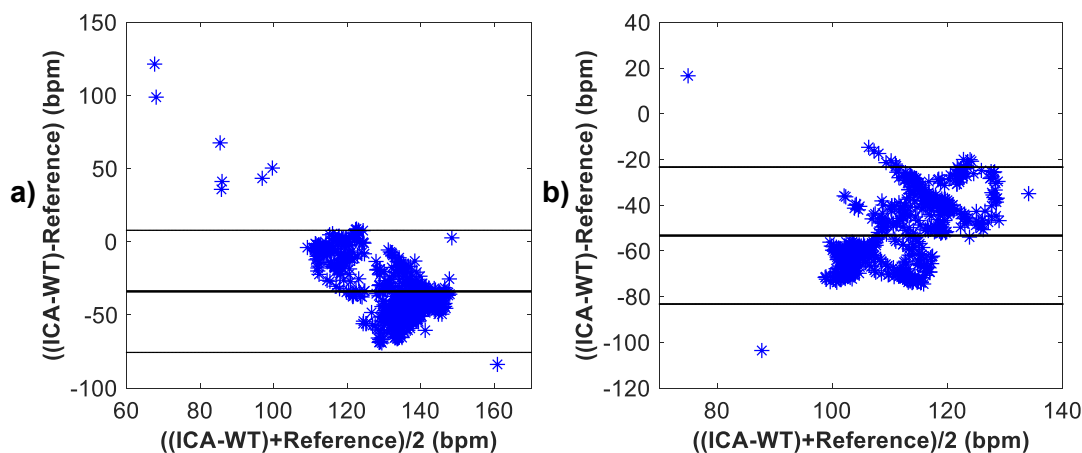
Obr. 170: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka db7 a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 171: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *db7* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 172: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *db7* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 173: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA a WT, vlnka *db7* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 22 zvýrazněny. Dle Tab. 22 je možné určit, že metoda ICA-WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r05, r07 a r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametrů *Se* a *FI* pracuje metoda ICA-WT správně u všech záznamů.

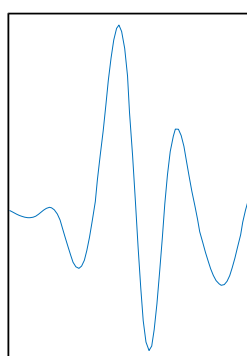
Dle Obr. 167 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA a WT u záznamů r01, r05, r08 a r10, které nejlépe kopírují trend fHRV křivky anotace. Průměrných výsledků u záznamů r02, r04, r07 a r09 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA a WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r05, r08 a r10. U záznamů r02, r04, r07 a r09 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u jednoho záznamu a dle parametru *Se* u dvou záznamů. U šesti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u jednoho záznamu při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků také u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.

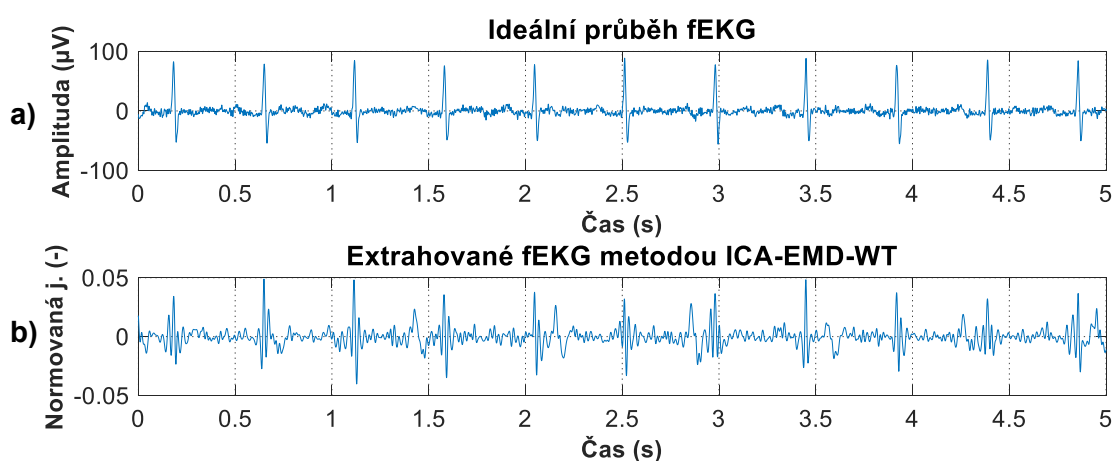
Příloha C

V této příloze jsou výsledky kombinace metod ICA, EMD a WT pro vlnku *sym18* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.9. Cílem kombinace metod ICA, EMD a WT je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným rozdělením IMF funkcí do jednotlivých skupin a vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů. Ukázka testované vlnky je zobrazena na Obr. 174. Ukázka výstupu kombinace metod ICA, EMD a WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 175. Vykreslení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 176. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 23.

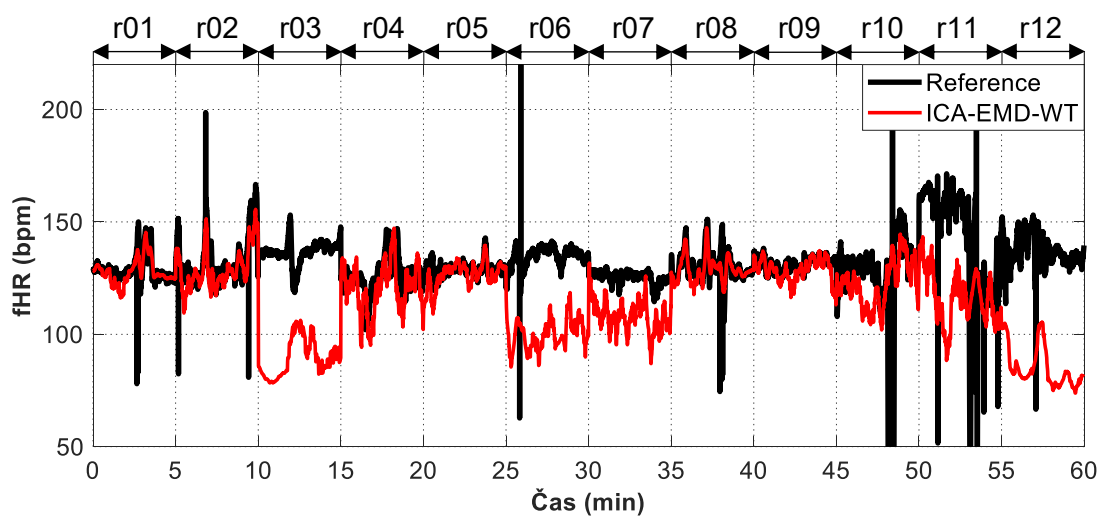


sym18

Obr. 174: Ukázka *Symlet* vlnky s koeficientem 18 pro čtyři úrovně rozkladu.



Obr. 175: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EMD a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *sym18* a stupeň rozkladu 4.

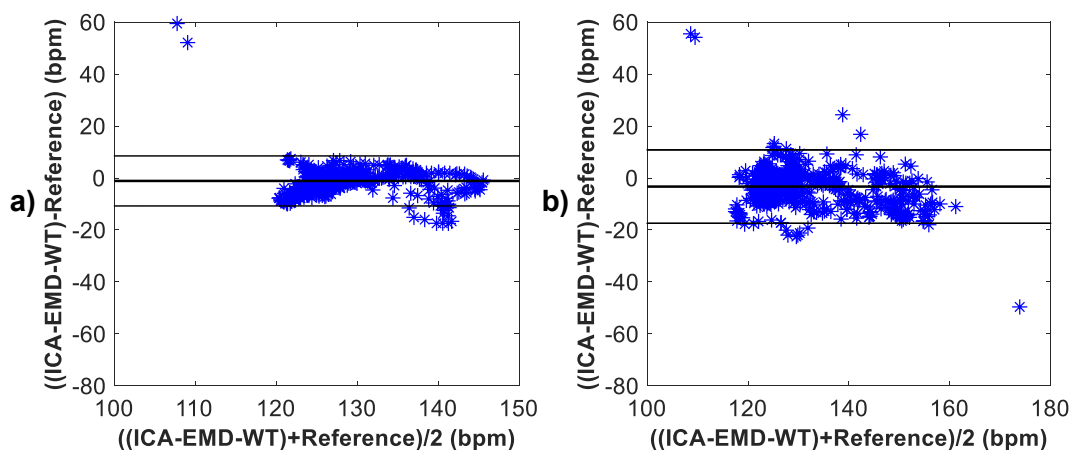


Obr. 176: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-EMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym18* a stupeň rozkladu 4.

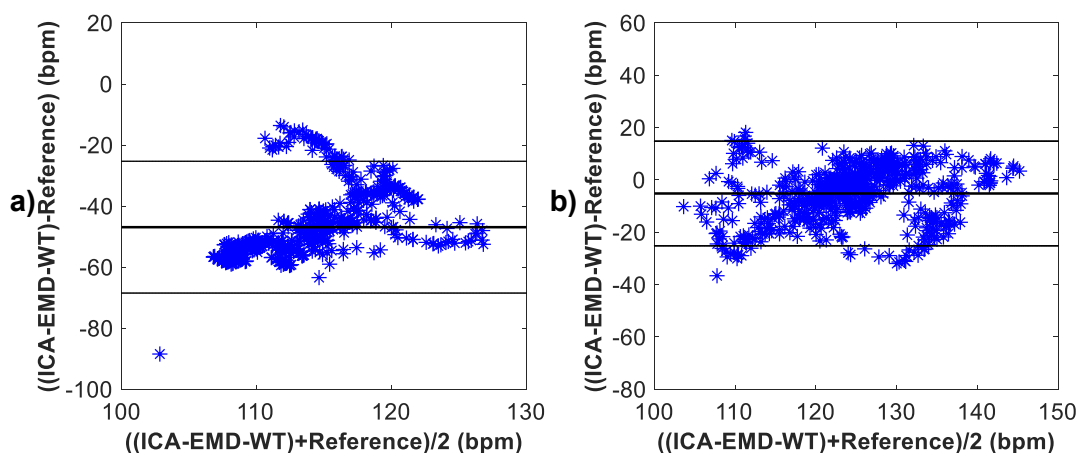
Tab. 23: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA, EMD a WT, byla použita vlnka typu *sym18* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	631	2	11	9,63	98,29	99,68	97,98	98,98
r02	660	642	8	10	14,14	98,47	98,77	97,27	98,62
r03	684	635	48	1	21,58	99,84	92,79	92,84	96,28
r04	632	601	4	27	19,99	95,70	99,34	95,09	97,49
r05	645	607	0	38	9,26	94,11	100,00	94,11	96,97
r06	674	664	7	3	19,36	99,55	98,96	98,52	99,25
r07	627	592	19	16	13,77	97,37	96,89	94,42	97,13
r08	651	625	9	17	11,62	97,35	98,58	96,01	97,96
r09	657	614	0	43	8,42	93,46	100,00	93,46	96,62
r10	637	630	6	1	27,48	99,84	99,06	98,90	99,45
r11	705	683	14	8	39,43	98,84	97,99	96,88	98,41
r12	685	655	29	1	23,39	99,85	95,73	95,62	97,76

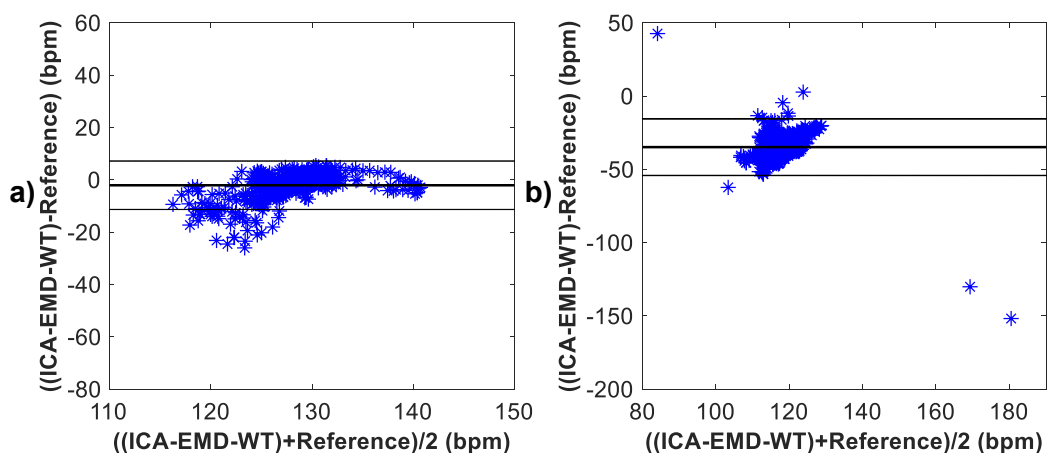
Zobrazení Bland-Altmanových grafů pro metodu ICA-EMD-WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 177, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 178, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 179, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 180, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 181, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 182.



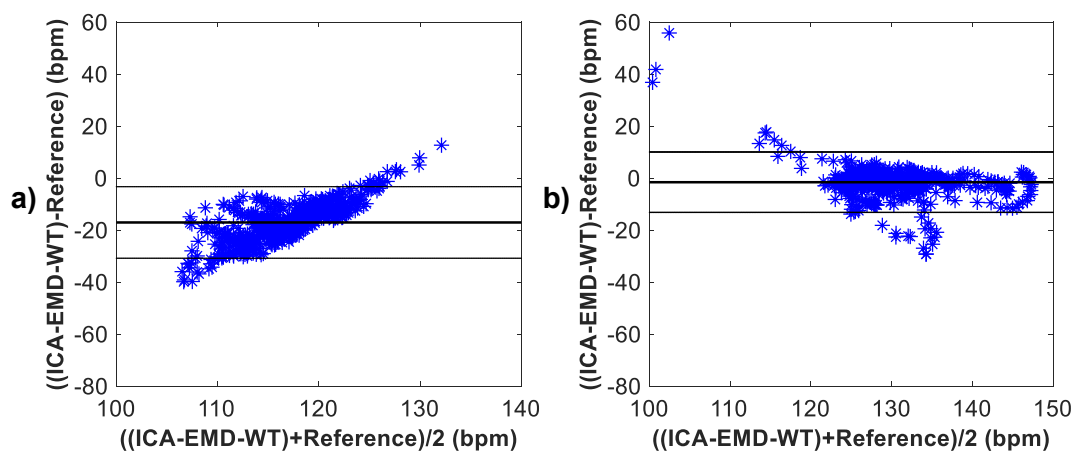
Obr. 177: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *sym18* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



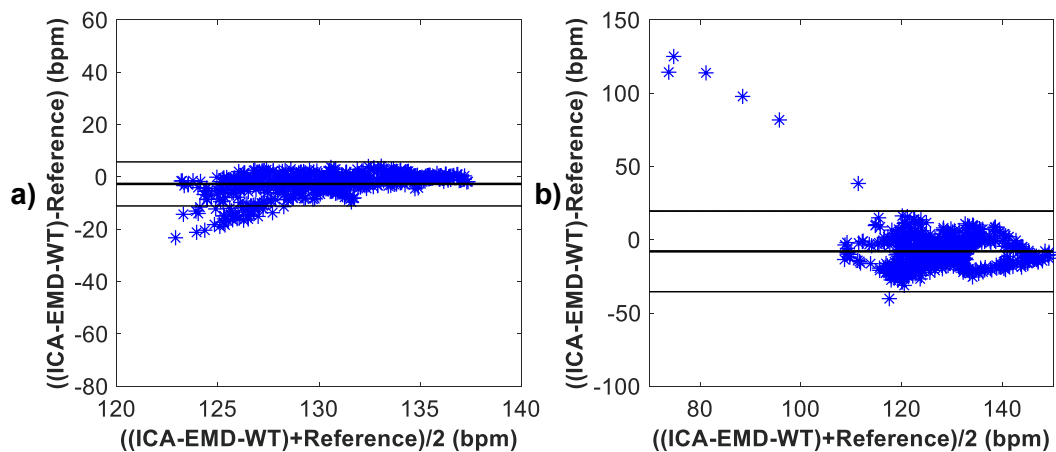
Obr. 178: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *sym18* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



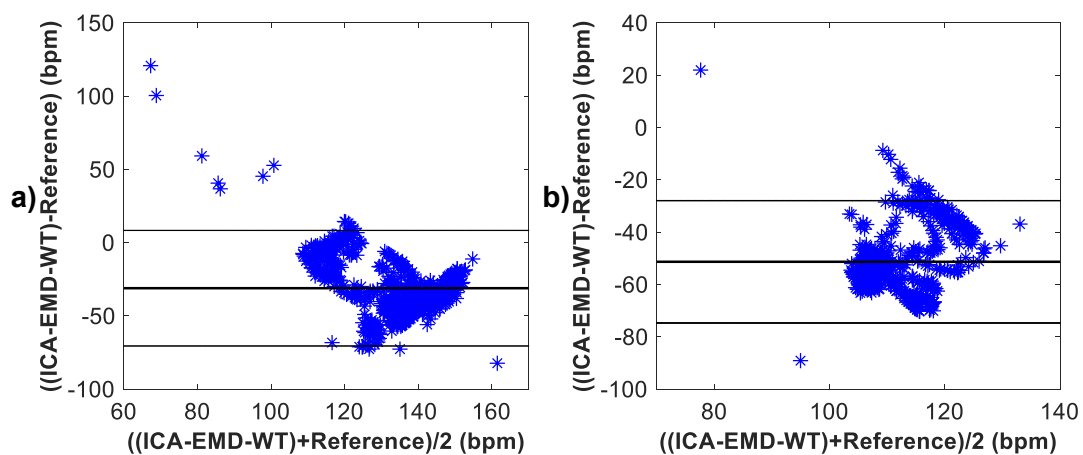
Obr. 179: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *sym18* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 180: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *sym18* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 181: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *sym18* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 182: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WT, vlnka *sym18* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 23 zvýrazněny. Dle Tab. 23 je možné určit, že kombinace metod ICA, EMD a WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r05, r07 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r05 a r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *FI* pracuje kombinace metod ICA, EMD a WT správně u všech záznamů.

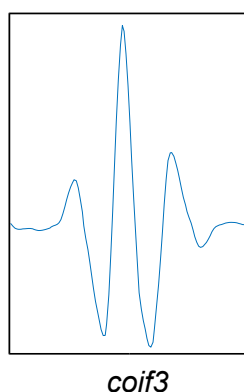
Dle Obr. 176 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA, EMD a WT u záznamů r01, r02, r05 a r08. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r04 a r09 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že metoda ICA-EMD-WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. U záznamů r04, r07 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

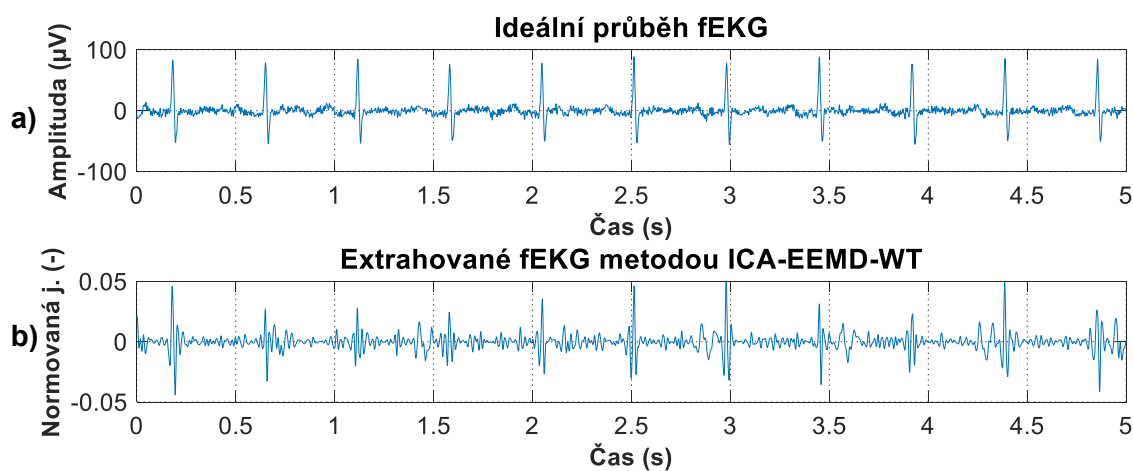
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u jednoho záznamu. U šesti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky došlo ke zlepšení u jednoho záznamu. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků u dvou záznamů. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.

Příloha D

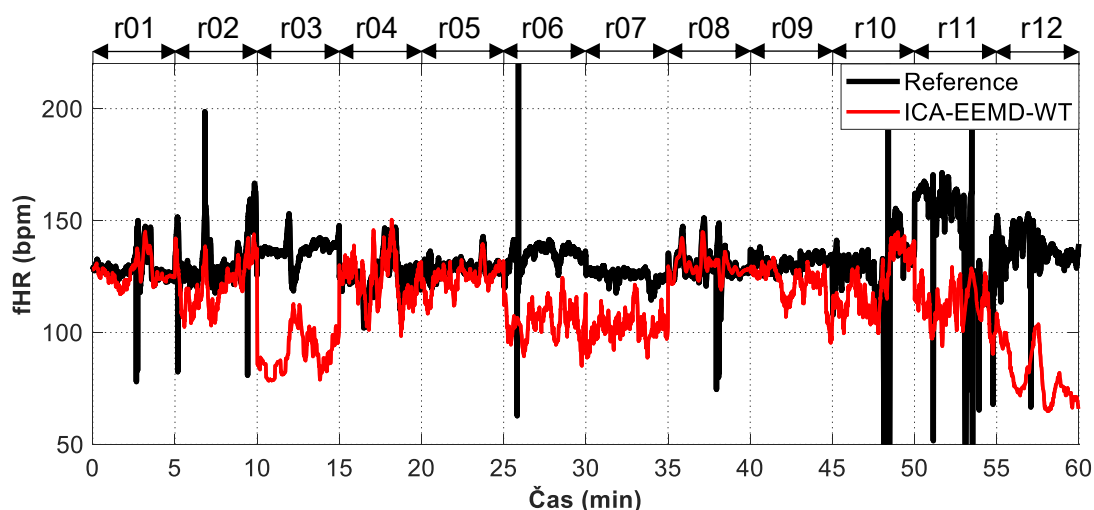
V této příloze jsou výsledky kombinace metod ICA, EEMD a WT pro vlnku *coif3* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.10. Cílem kombinace metod ICA, EEMD a WT je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným rozdělením IMF funkcí do jednotlivých skupin, vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů. Ukázka testované vlnky je zobrazena na Obr. 183. Ukázka výstupu metody ICA-EEMD-WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 184. Vykreslení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 185. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 24.



Obr. 183: Ukázka *Coiflet* vlnky s koeficientem 3 pro čtyři úrovně rozkladu.



Obr. 184: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EEMD a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *coif3* a stupeň rozkladu 4.

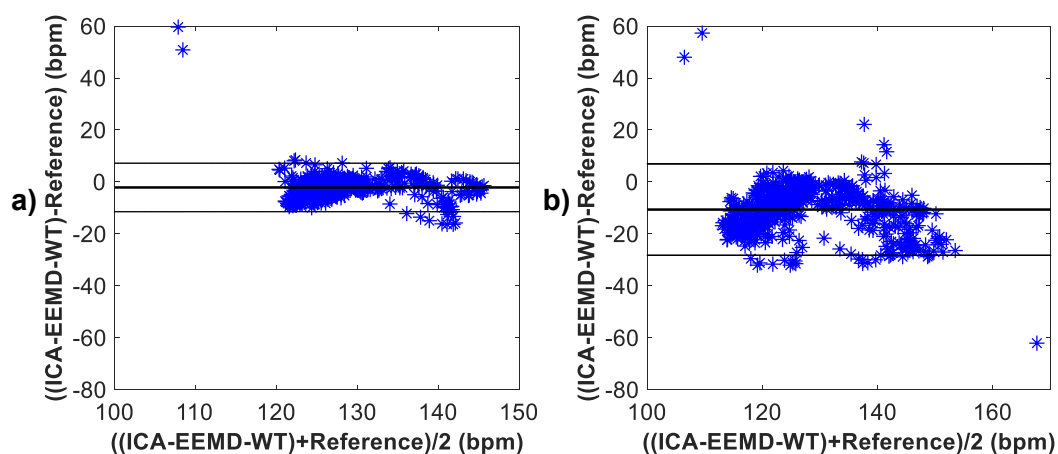


Obr. 185: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EEMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *coif3* a stupeň rozkladu 4.

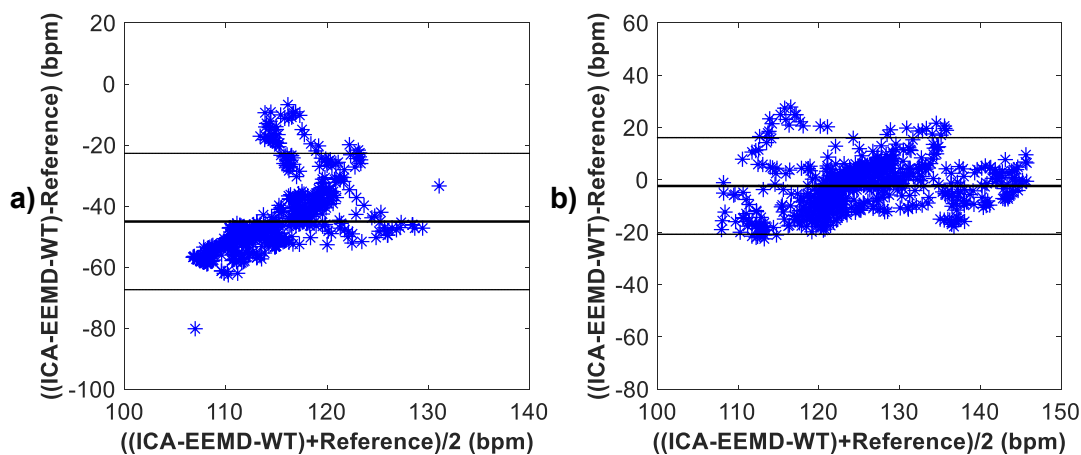
Tab. 24: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA, EEMD a WT, byla použita vlnka typu *coif3* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	628	6	10	9,33	98,43	99,05	97,52	98,74
r02	660	634	7	19	17,62	97,09	98,91	96,06	97,99
r03	684	638	45	1	22,32	99,84	93,41	93,27	96,52
r04	632	598	28	6	15,50	99,01	95,53	94,62	97,24
r05	645	595	3	47	9,93	92,68	99,50	92,25	98,79
r06	674	664	8	2	19,36	99,70	98,81	98,52	99,25
r07	627	582	21	24	12,98	96,04	96,52	92,82	96,28
r08	651	624	9	18	10,33	97,20	98,58	95,85	97,89
r09	657	626	3	28	16,50	95,72	99,52	95,28	97,58
r10	637	631	6	0	28,42	100,00	99,06	99,06	99,53
r11	705	691	13	1	41,12	99,86	98,15	98,01	99,00
r12	685	660	24	1	27,60	99,85	96,49	96,35	98,14

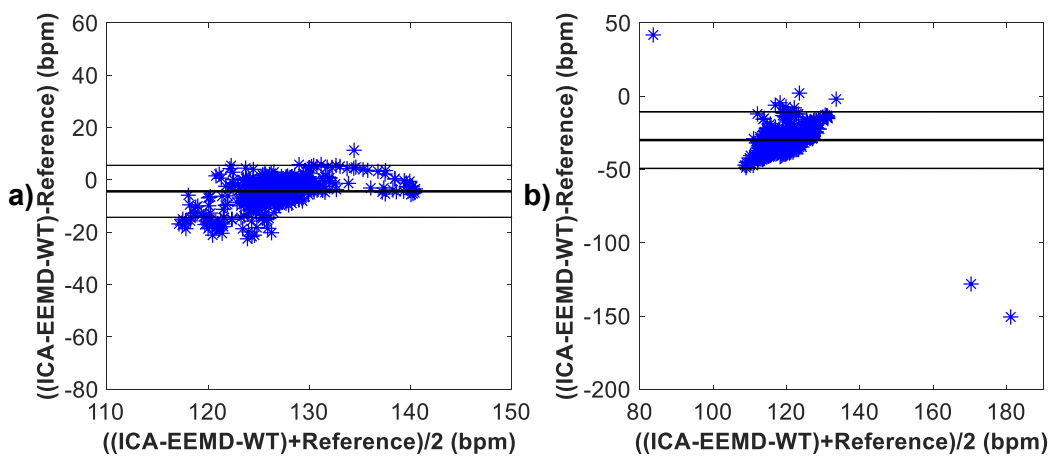
Zobrazení Bland-Altmanových grafů pro metodu ICA-EEMD-WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 186, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 187, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 188, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 189, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 190, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 191.



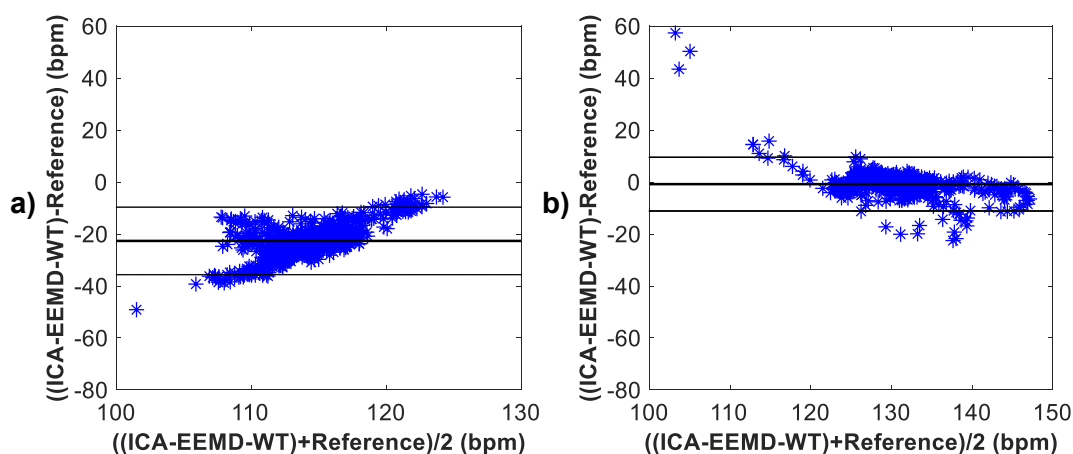
Obr. 186: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *coif3* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



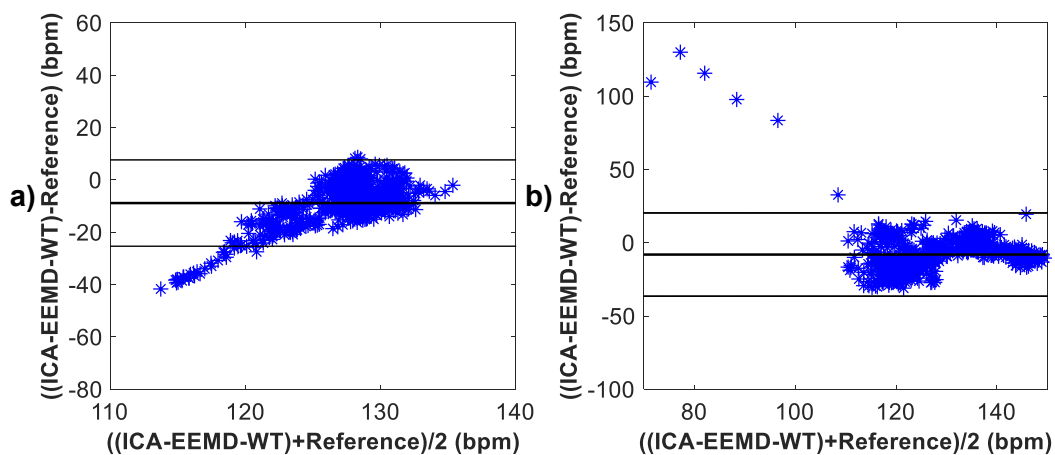
Obr. 187: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *coif3* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



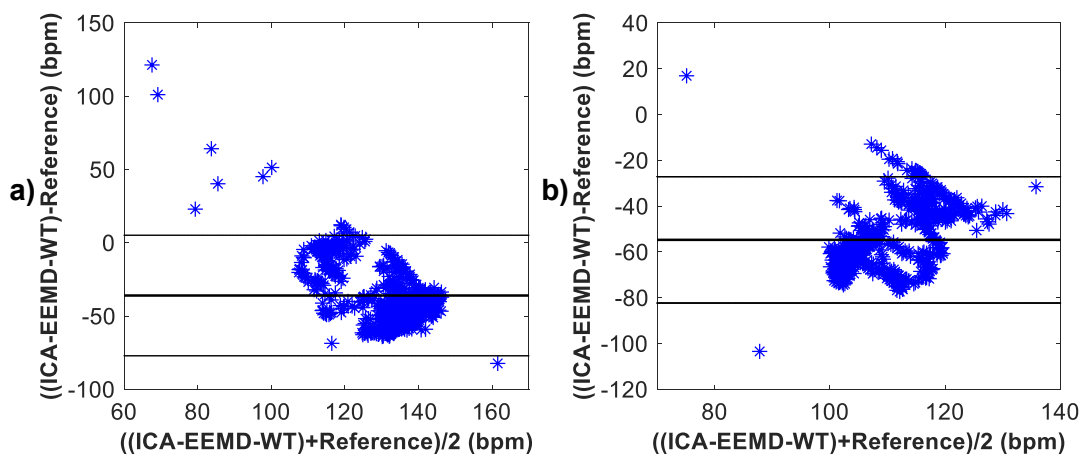
Obr. 188: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *coif3* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 189: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *coif3* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 190: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *coif3* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 191: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WT, vlnka *coif3* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 24 zvýrazněny. Dle Tab. 24 je možné určit, že kombinace metod ICA, EEMD a WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05 a r07. Na základě parametru *Se* pracuje správně u všech záznamů kromě r05. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *FI* pracuje metoda ICA-EEMD-WT správně u všech záznamů.

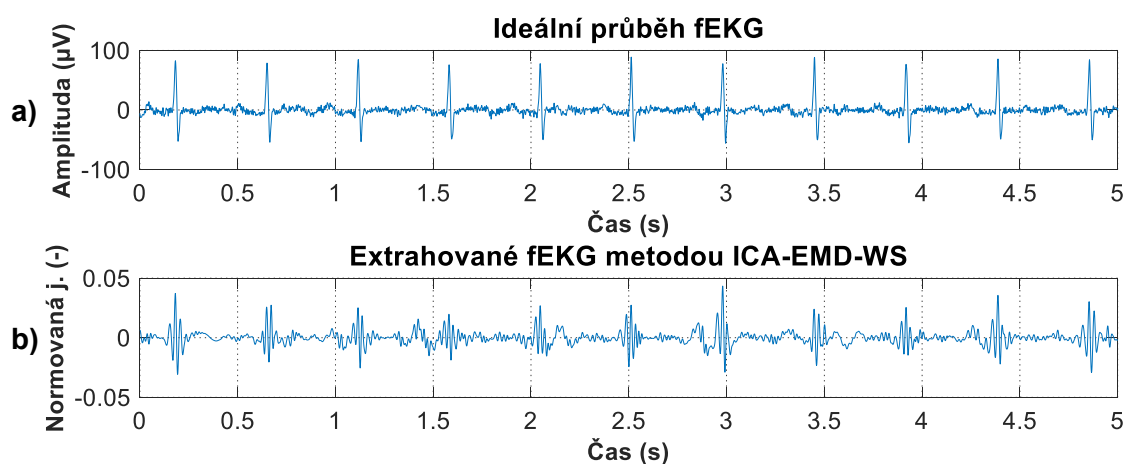
Dle Obr. 185 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA, EEMD a WT u záznamů r01, r05 a r08. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r02, r04 a r09 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA, EEMD a WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r04, r05 a r08. U záznamů r02, r09 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r07, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

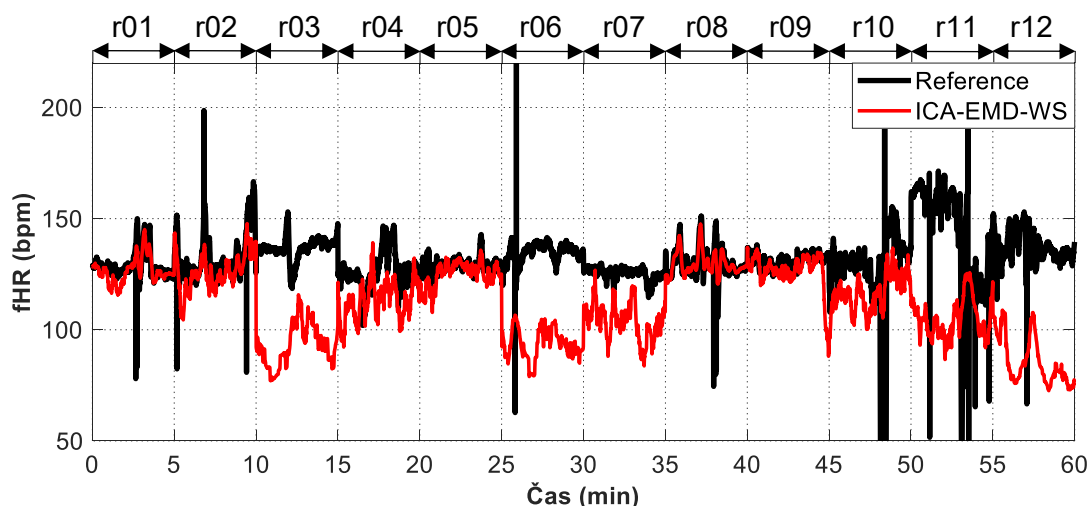
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u jednoho záznamu a dle parametru *Se* rovněž u jednoho záznamu. U šesti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky nedošlo ke zlepšení a při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.

Příloha E

V této příloze jsou výsledky kombinace metod ICA, EMD a WS pro vlnku *sym10* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.11. Cílem kombinace metod ICA, EMD a WS je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným rozdělením IMF funkcí do jednotlivých skupin, vhodnou volbou prahovací funkce a vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů. Ukázka testované vlnky je zobrazena na Obr. 96. Ukázka výstupu kombinace metod ICA, EMD a WS pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 192. Vykreslení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 193. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 25.



Obr. 192: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EMD a WS. V tomto případě byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.



Obr. 193: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro hybridní metodu ICA-EMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.

Tab. 25: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA, EMD a WS, byla použita vlnka typu *sym10* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	632	2	10	10,13	98,44	99,68	98,14	99,06
r02	660	637	5	18	16,56	97,25	99,22	96,52	98,23
r03	684	641	42	1	22,74	99,84	93,85	93,71	96,75
r04	632	593	31	8	20,38	98,67	95,03	93,83	96,82
r05	645	606	2	37	9,08	94,25	99,67	93,95	96,88
r06	674	665	6	3	20,67	99,55	99,11	98,66	99,33
r07	627	578	13	36	15,95	94,14	97,80	92,19	95,94
r08	651	625	14	12	10,36	98,12	97,81	96,01	97,96
r09	657	629	0	28	14,83	95,74	100,00	95,74	97,82
r10	637	630	6	1	24,39	99,84	99,06	98,90	99,45
r11	705	698	7	0	43,53	100,00	99,01	99,01	99,50
r12	685	668	16	1	25,83	99,85	97,66	97,52	98,74

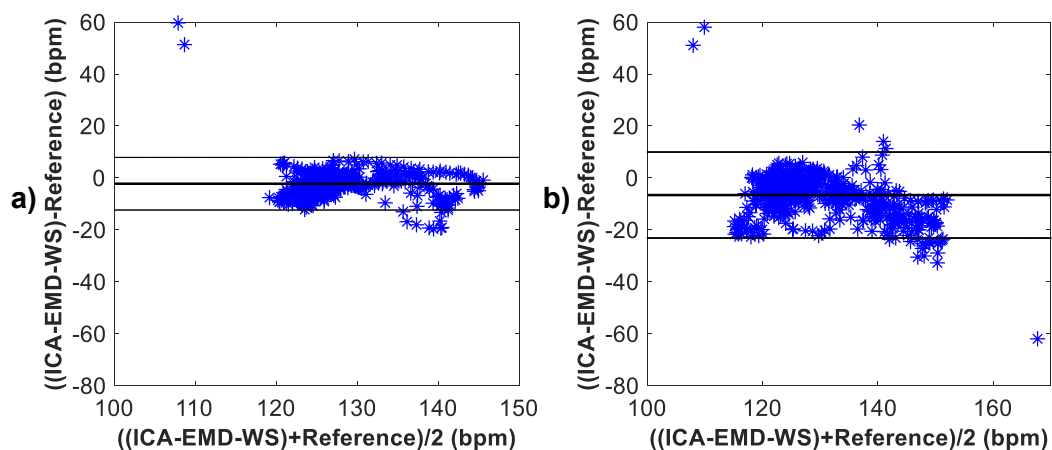
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 25 zvýrazněny. Dle Tab. 25 je možné určit, že metoda ICA-EMD-WS pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05 a r07. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r05 a r07. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *F1* pracuje metoda ICA-EMD-WS správně u všech záznamů.

Dle Obr. 193 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA, EMD a WS u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Špatných výsledků u záznamů r03, r04, r06, r07, r10, r11 a r12.

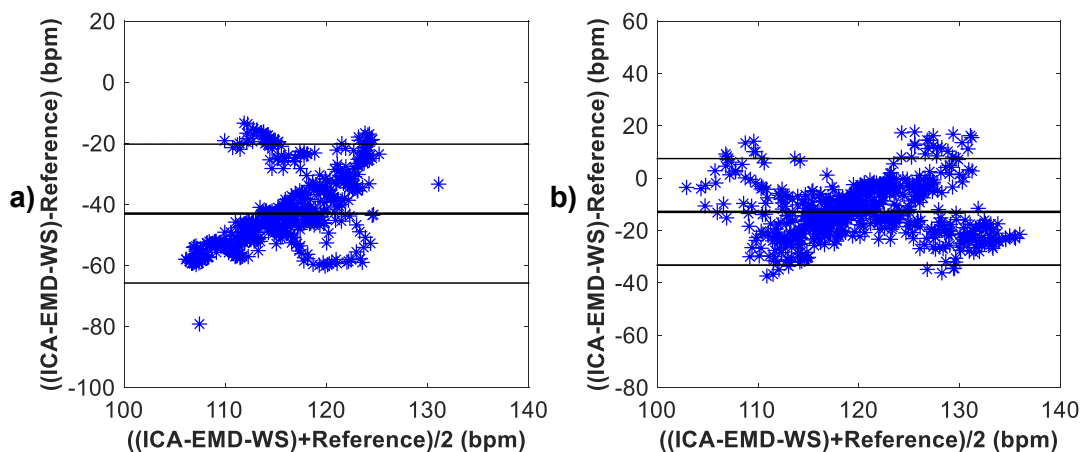
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA, EMD a WS jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 194, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 195, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 196, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 197, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 198, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 199.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA, EMD a WS dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r05, r08 a r09. U záznamů r02, r04 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r07, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

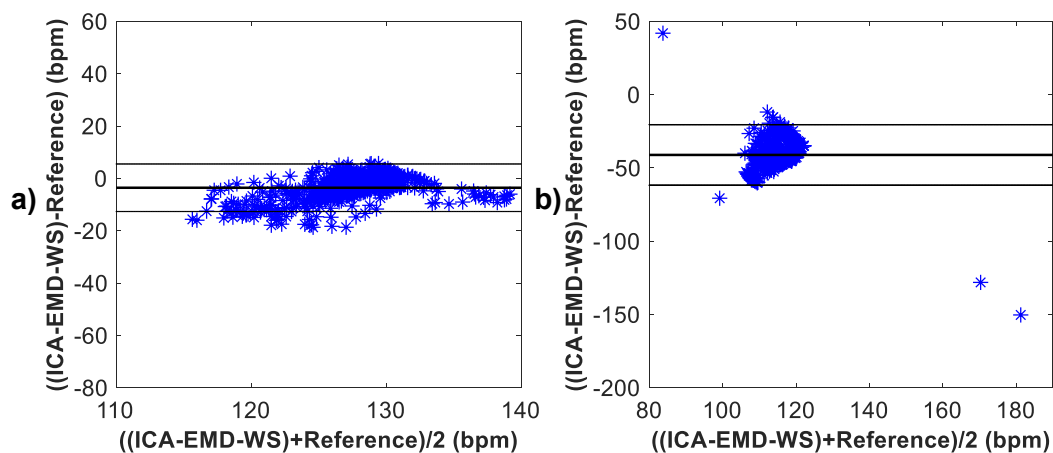
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u jednoho záznamu. U osmi záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u dvou záznamů při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.



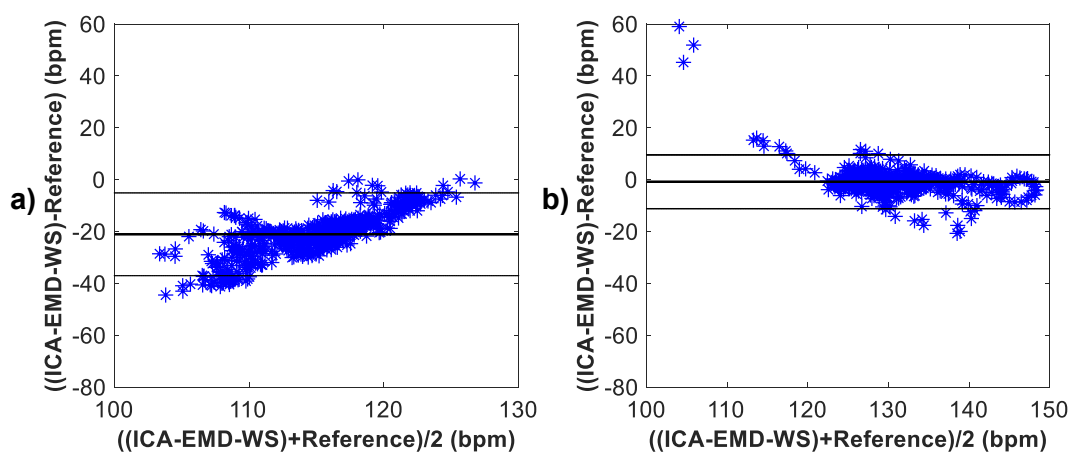
Obr. 194: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



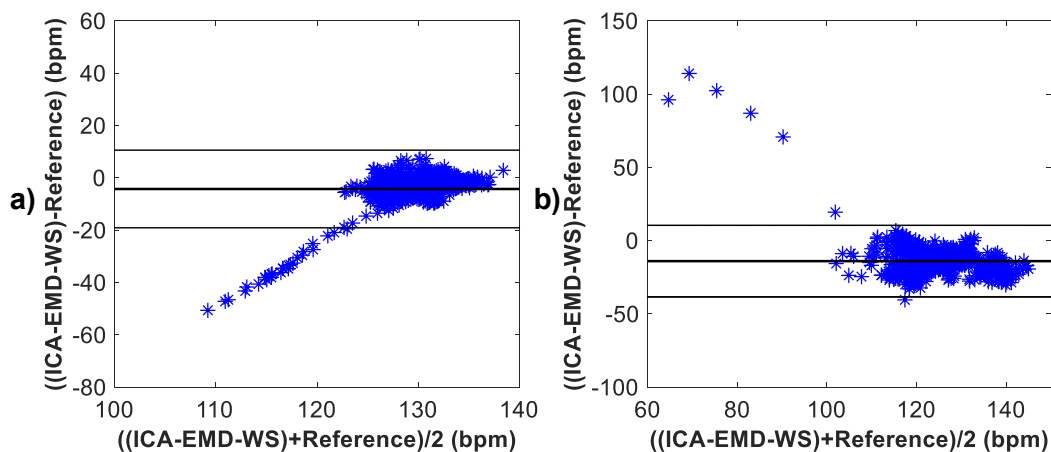
Obr. 195: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



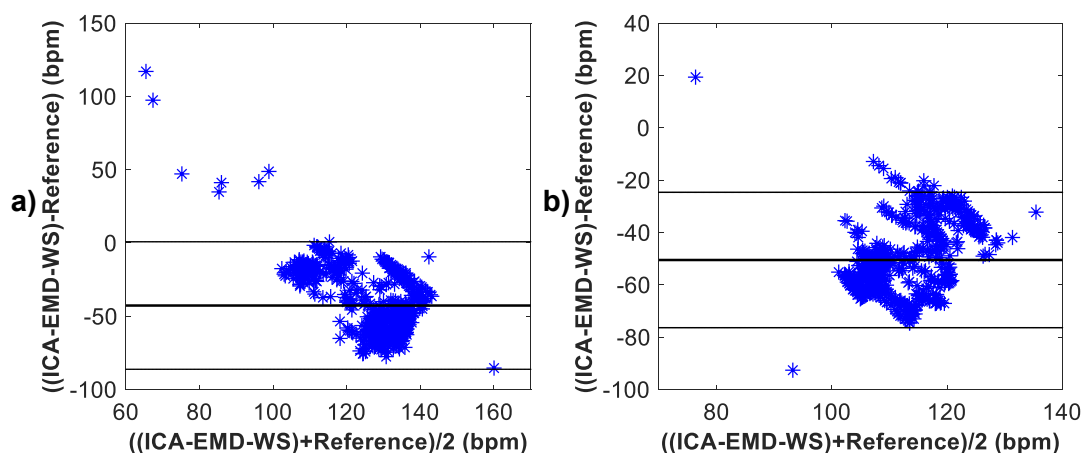
Obr. 196: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 197: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



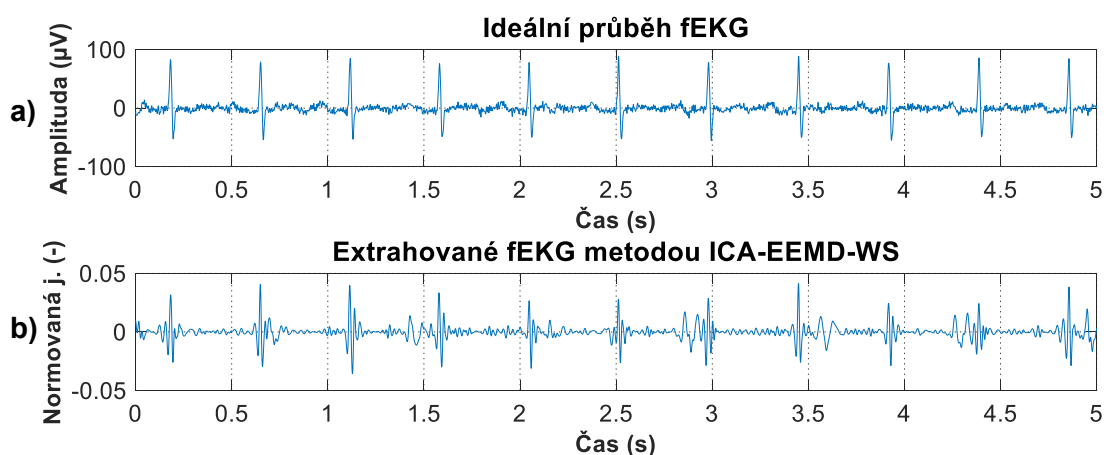
Obr. 198: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



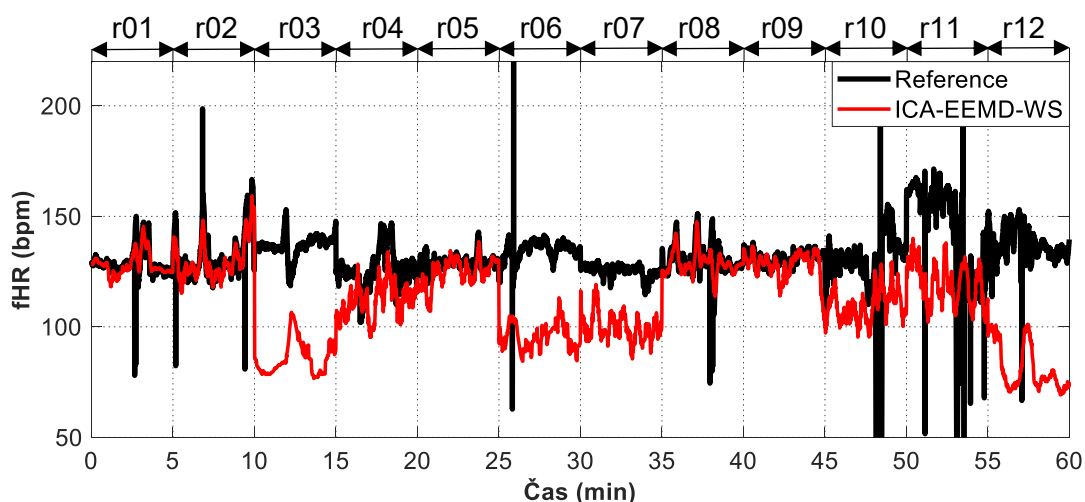
Obr. 199: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EMD a WS, vlnka *sym10* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Příloha F

V této příloze jsou výsledky kombinace metod ICA, EEMD a WS pro vlnku *db11* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.12. Cílem kombinace metod ICA, EEMD a WS je odstranit zbytkové mEKG a vylepšit fEKG vhodným rozdělením IMF funkcí do jednotlivých skupin, vhodnou volbou prahovací funkce a vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů. Ukázku testované vlnky lze nalézt na Obr. 66. Ukázka výstupu metody ICA-EEMD-WS pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 200. Vykreslení fHRV pro všechny záznamy je zobrazeno na Obr. 201. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 26.



Obr. 200: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod ICA, EEMD a WS. V tomto případě byla použita vlnka typu *db11* a stupeň rozkladu 4.



Obr. 201: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu ICA-EEMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db11* a stupeň rozkladu 4.

Tab. 26: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod ICA, EEMD a WS, byla použita vlnka typu *db11* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96\text{ SD}$ (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	627	3	14	8,88	97,82	99,52	97,36	98,66
r02	660	637	11	12	13,46	98,15	98,30	96,52	98,23
r03	684	627	56	1	22,50	99,84	91,80	91,67	95,65
r04	632	603	19	10	17,65	98,37	96,95	95,41	97,65
r05	645	607	4	34	9,48	94,70	99,35	94,12	96,97
r06	674	666	5	3	19,25	99,55	99,25	98,81	99,40
r07	627	590	27	10	12,48	98,33	95,62	94,10	96,96
r08	651	623	9	19	11,10	97,04	98,58	95,67	97,80
r09	657	621	0	36	11,53	94,52	100,00	94,52	97,18
r10	637	619	13	5	26,89	99,20	97,94	97,17	98,57
r11	705	684	20	1	37,57	99,85	97,16	97,02	98,49
r12	685	672	12	1	26,34	99,85	98,25	98,10	99,04

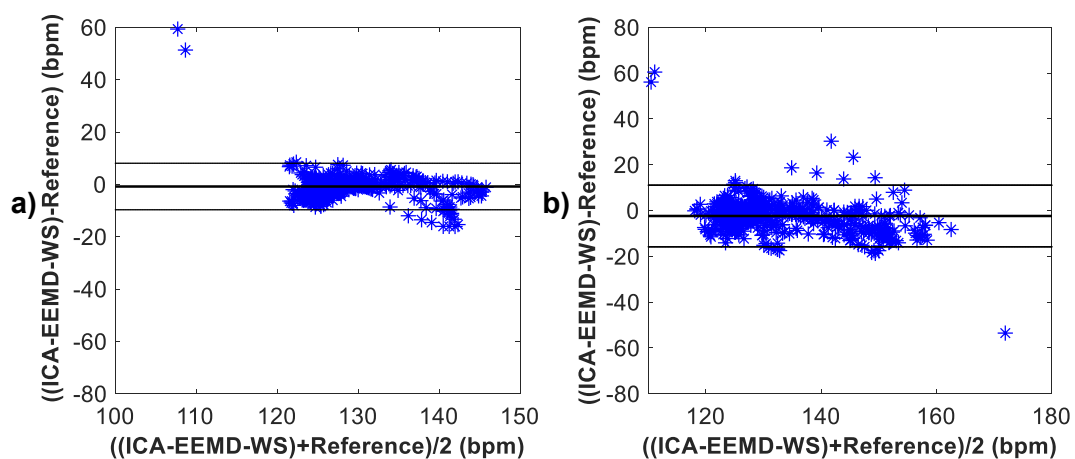
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 26 zvýrazněny. Dle Tab. 26 je možné určit, že hybridní metoda ICA-EEMD-WS pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r05, r07 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r05 a r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *F1* pracuje metoda ICA-EEMD-WS správně u všech záznamů.

Dle Obr. 201 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod ICA, EEMD a WS u záznamů r01, r02, r05, r08 a r09. Trendy těchto křivek nejvíce kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamu r04 a špatných výsledků u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12.

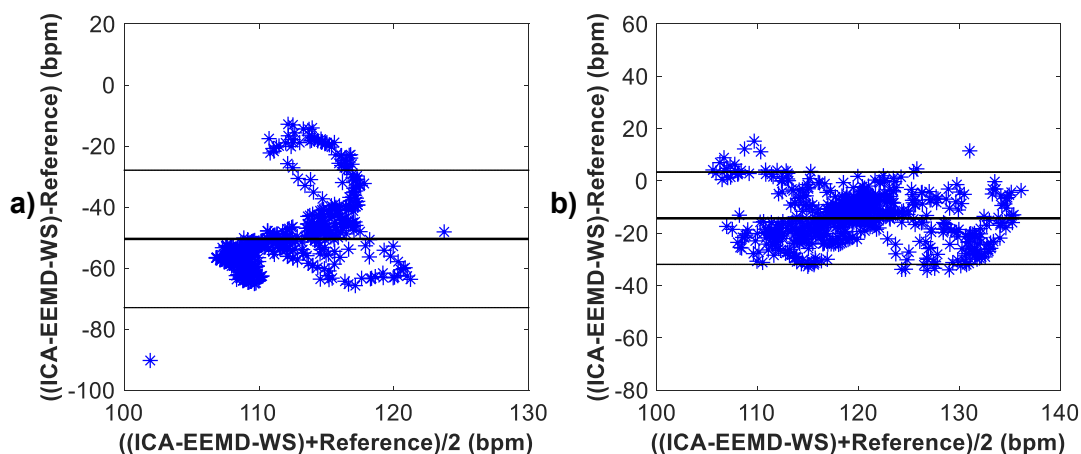
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody ICA, EEMD a WS jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 202, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 203, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 204, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 205, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 206, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 207.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod ICA, EEMD a WS dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r08 a r09. U záznamů r04 a r05 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r06, r07, r10, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

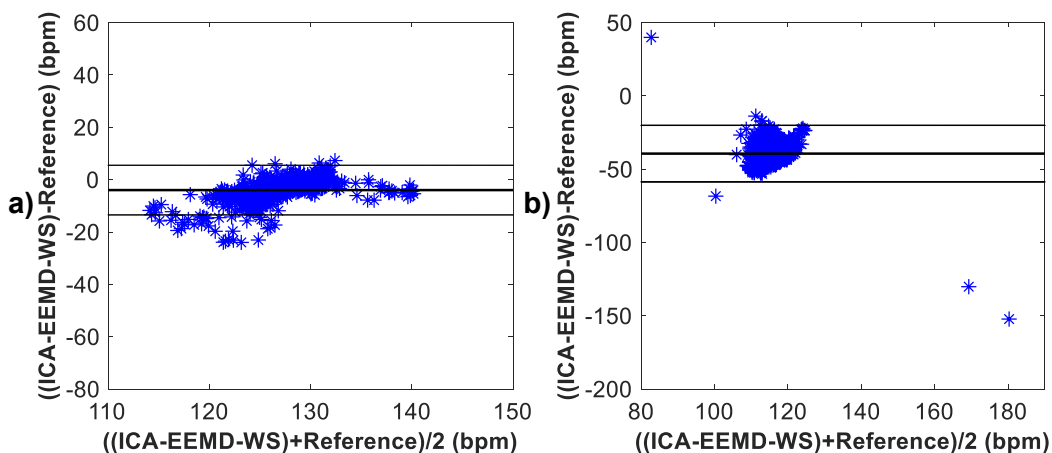
Lze tedy konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u jednoho záznamu. U šesti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u dvou záznamů při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků.



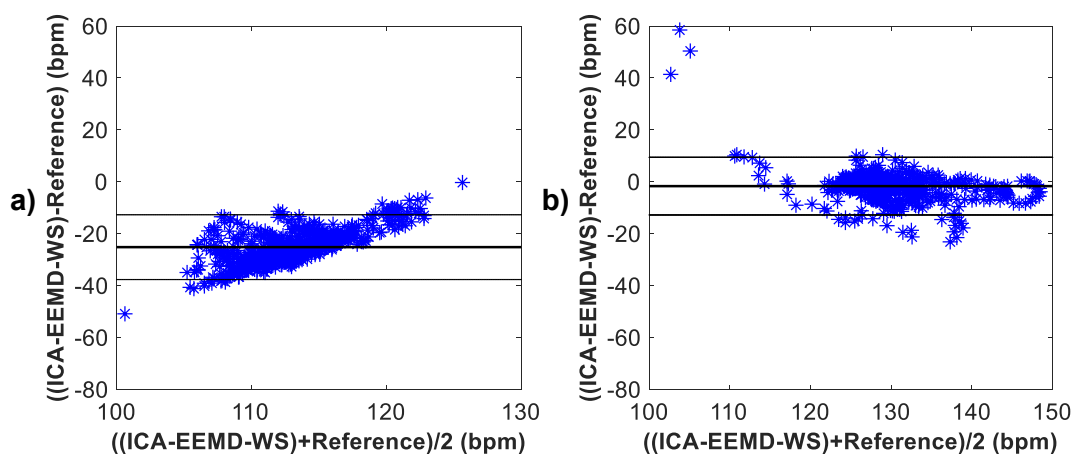
Obr. 202: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



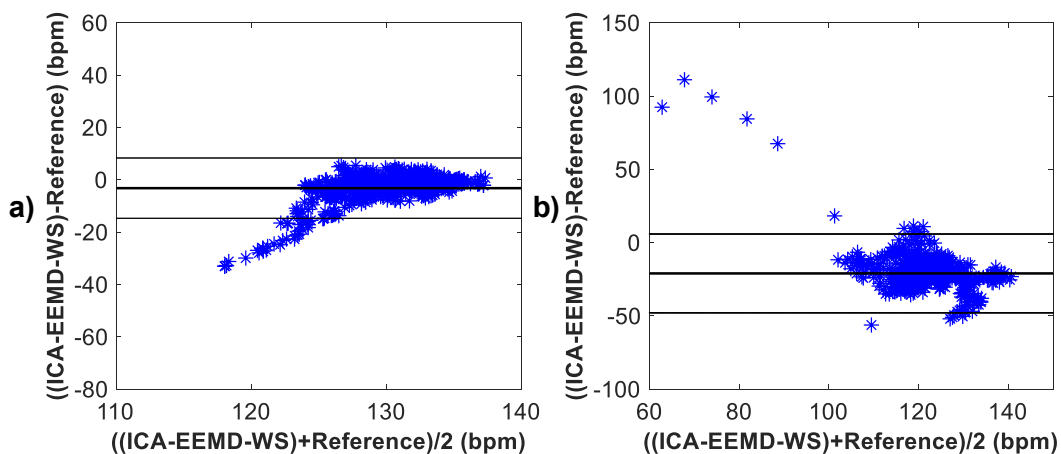
Obr. 203: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



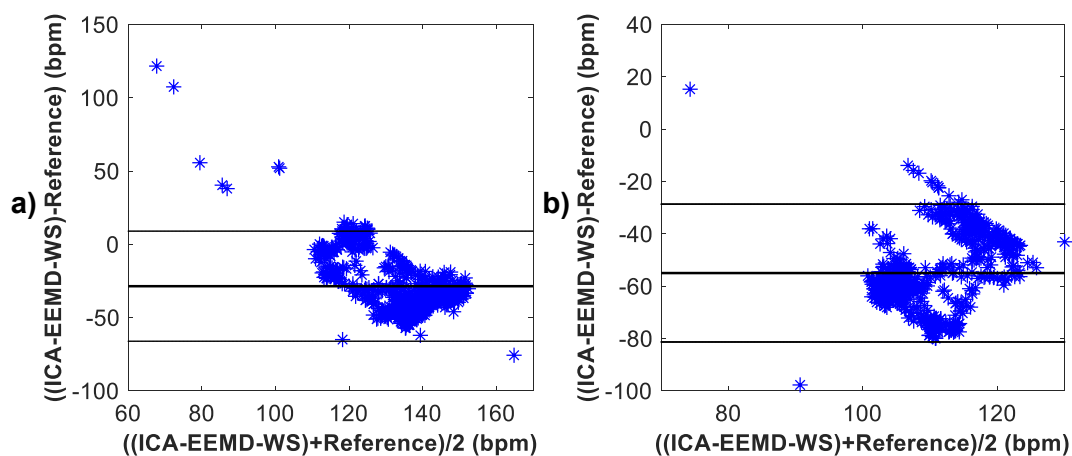
Obr. 204: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 205: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



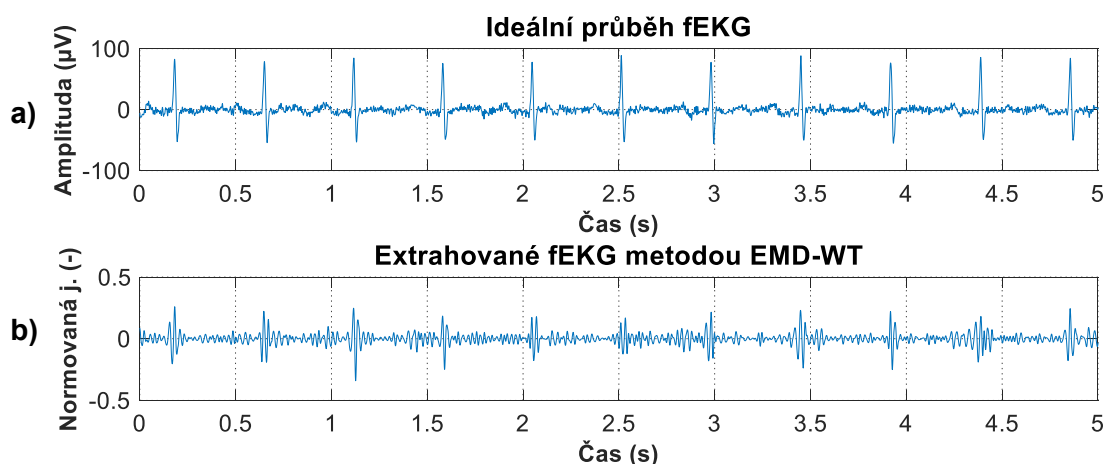
Obr. 206: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



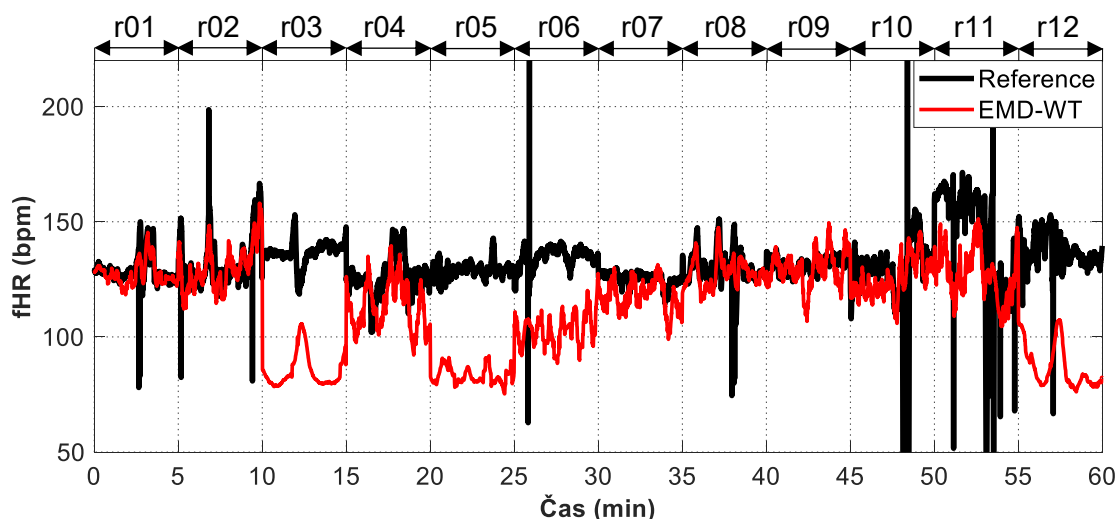
Obr. 207: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod ICA, EEMD a WS, vlnka *db11* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Příloha G

V této příloze jsou výsledky kombinace metod EMD a WT pro vlnku *db8* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.14. Cílem metody EMD-WT je vhodným výběrem kombinací úrovně rozkladu, typu vlnky a koeficientu vlnky vylepšit fEKG extrahované metodou EMD. To je vytvořeno součtem IMF funkcí s vyšší hodnotou korelačního koeficientu, než je prahová hodnota. Ukázku testované vlnky lze nalézt na Obr. 76. Ukázka výstupu metody EMD-WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 208. Vykreslení fHRV všech záznamů je zobrazeno na Obr. 209. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 27.



Obr. 208: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EMD a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.



Obr. 209: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.

Tab. 27: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod EMD a WT, byla použita vlnka typu *db8* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1, 96 \text{ SD}$ (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	630	3	11	8,88	98,28	99,53	97,83	98,90
r02	660	627	10	23	15,82	96,46	98,34	95,00	97,44
r03	684	625	58	1	21,79	99,84	91,51	91,37	95,49
r04	632	597	28	7	20,48	98,84	95,52	94,46	97,15
r05	645	609	16	20	10,58	96,82	97,44	94,42	97,13
r06	674	665	7	2	20,35	99,70	98,96	98,66	99,33
r07	627	611	3	13	12,11	97,92	99,51	97,45	98,71
r08	651	625	9	17	12,51	97,35	98,58	96,01	97,96
r09	657	607	18	32	15,58	94,99	97,12	92,39	96,04
r10	637	627	10	0	26,36	100,00	98,43	98,43	99,21
r11	705	686	18	1	33,16	99,85	97,44	97,30	98,63
r12	685	655	29	1	23,88	99,85	95,76	95,62	97,76

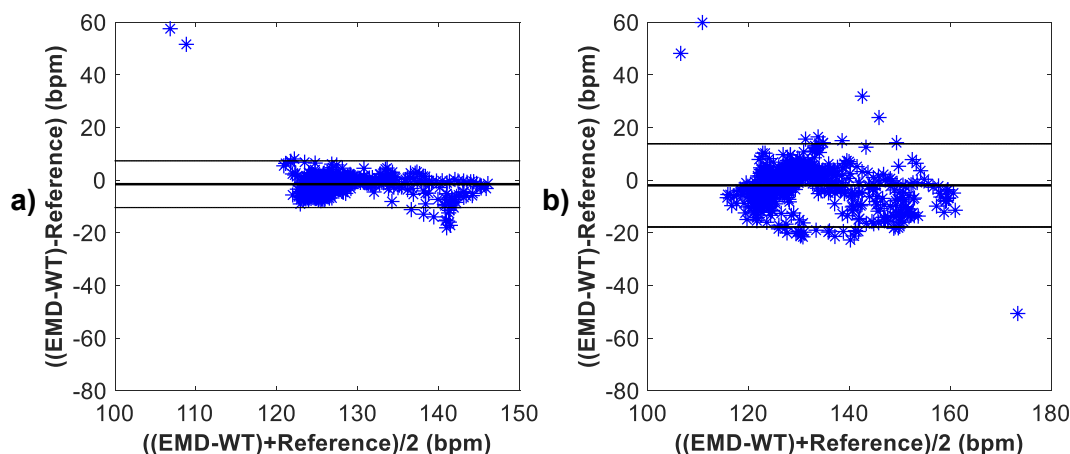
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 27 zvýrazněny. Dle Tab. 27 je možné určit, že hybridní metoda EMD-WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *F1* pracuje metoda EMD-WT správně u všech záznamů.

Dle Obr. 209 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod EMD a WT u záznamů r01, r02, r08 a r09. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r04, r07 a r10 a špatných výsledků u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12.

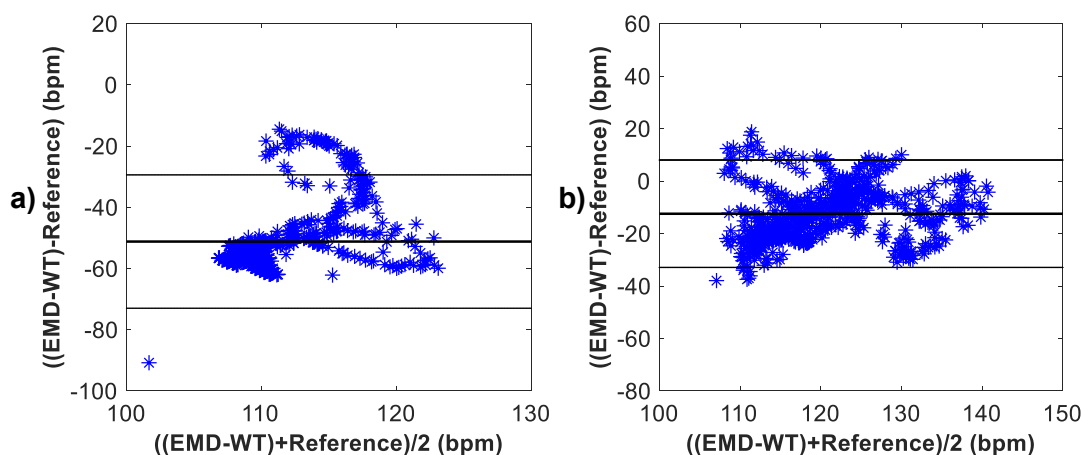
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody EMD a WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 210, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 211, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 212, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 213, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 214, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 215.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod EMD a WT dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r08 a r09. U záznamů r04, r07 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

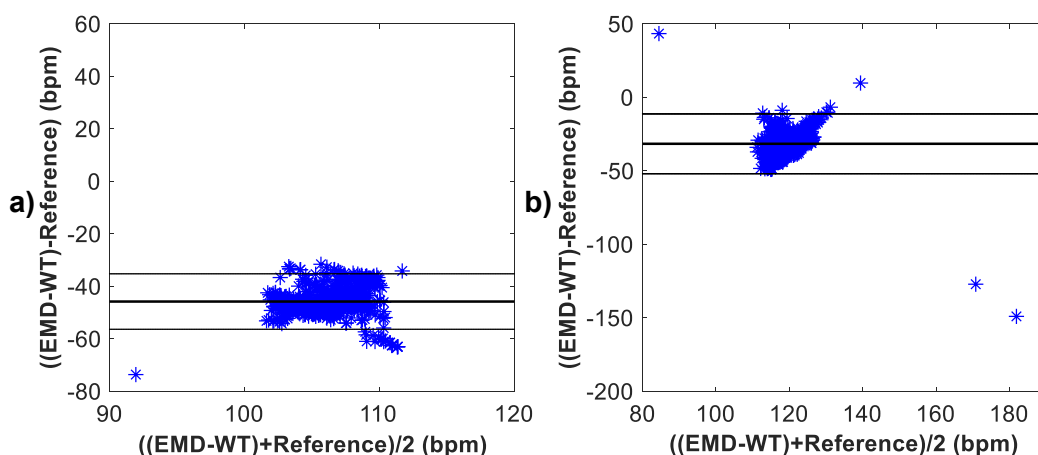
Pokud budeme i v tomto případě kombinovanou metodou srovnávat s výsledky samostatné metody ICA, i když metoda ICA není součástí hybridní metody, lze konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u jednoho záznamu a dle parametru *Se* rovněž u jednoho záznamu. U čtyřech záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů a u jednoho záznamu při vykreslení fHRV křivky. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků rovněž u jednoho záznamu. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků. Je třeba připomenout, že se jedná pouze o jednorázovou metodu.



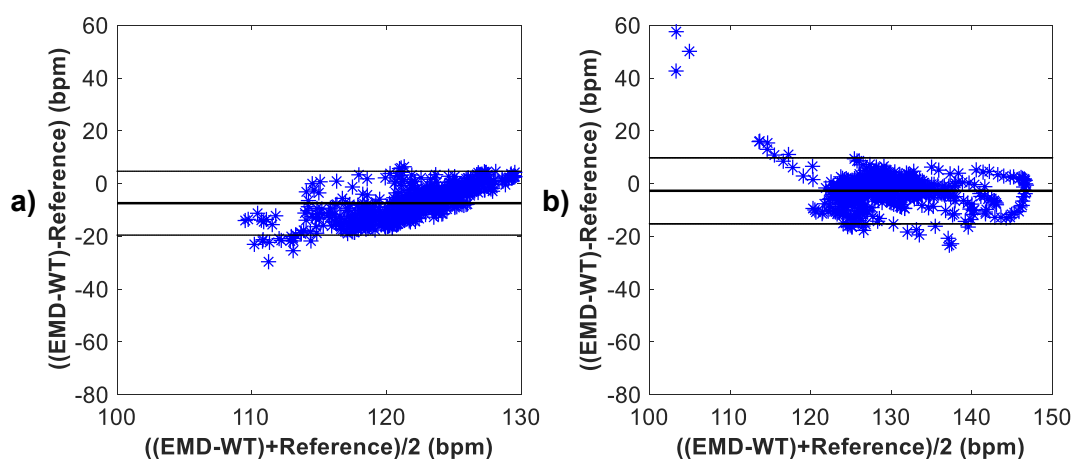
Obr. 210: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



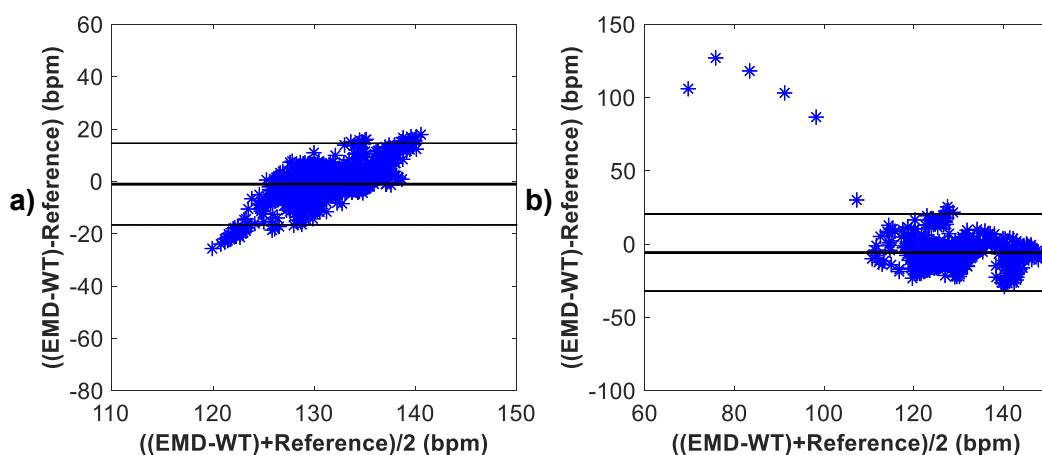
Obr. 211: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



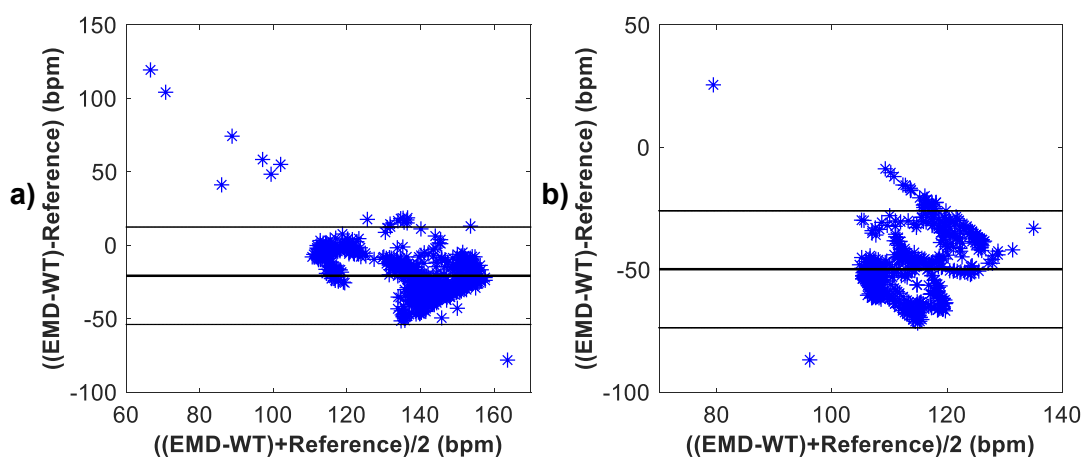
Obr. 212: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 213: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



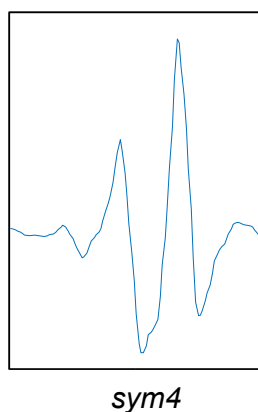
Obr. 214: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



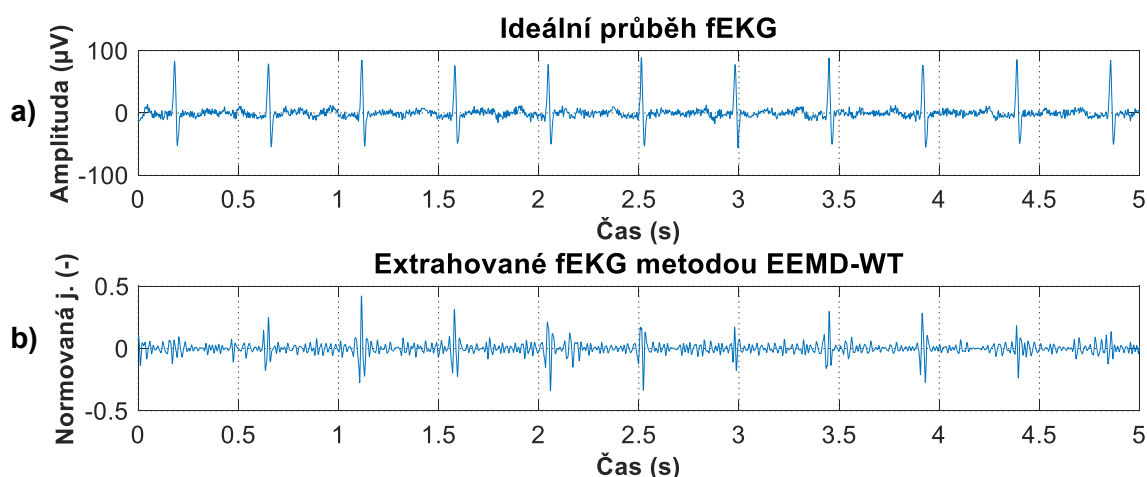
Obr. 215: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WT, vlnka *db8* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Příloha H

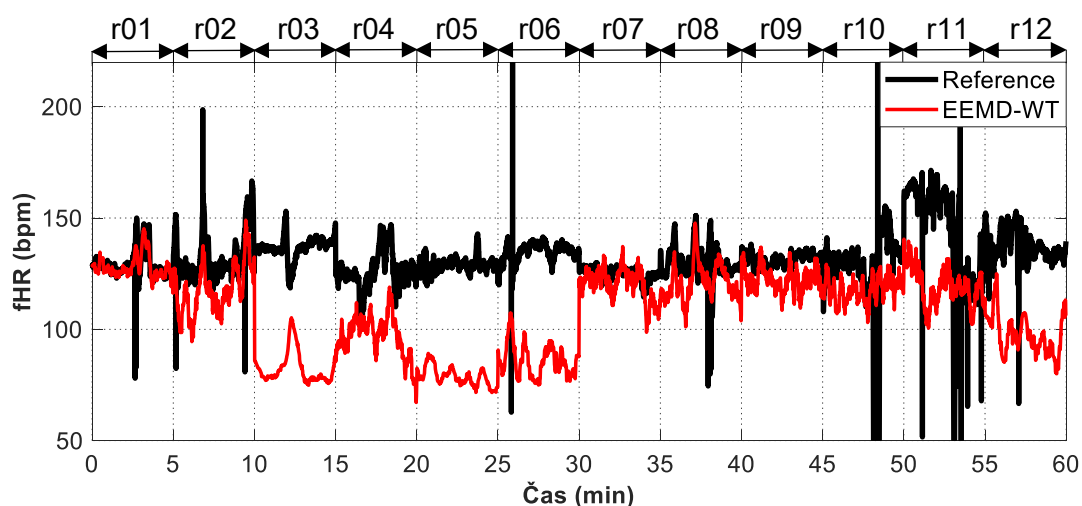
V této příloze jsou výsledky kombinace metod EEMD a WT pro vlnku *sym4* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.15. Cílem metody EEMD-WT je vhodným výběrem kombinací úrovně rozkladu, typu vlnky a koeficientu vlnky vylepšit fEKG extrahované metodou EEMD. To je vytvořeno součtem IMF funkcí s vyšší hodnotou korelačního koeficientu, než je prahová hodnota. Ukázka testované vlnky je zobrazena na Obr. 216. Ukázka výstupu metody EEMD-WT pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 217. Vykreslení fHRV všech záznamů je zobrazeno na Obr. 218. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 28.



Obr. 216: Ukázka *Symlet* vlnky s koeficientem 4 pro čtyři úrovně rozkladu.



Obr. 217: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EEMD a WT. V tomto případě byla použita vlnka typu *sym4* a stupeň rozkladu 4.

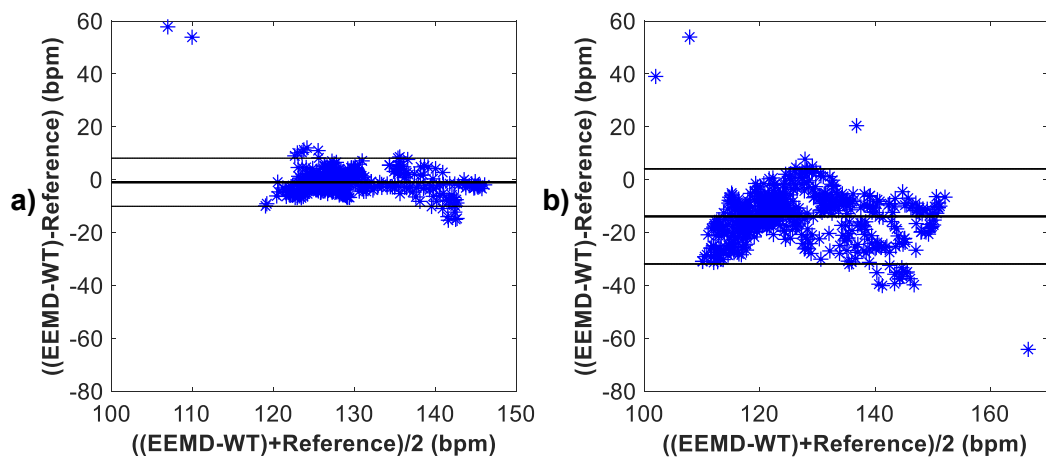


Obr. 218: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EEMD-WT všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym4* a stupeň rozkladu 4.

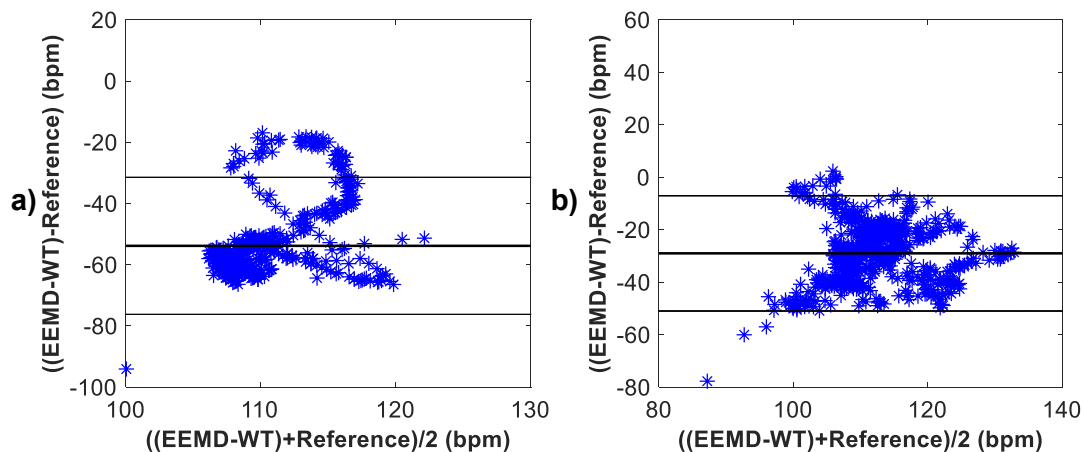
Tab. 28: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod EEMD a WT, byla použita vlnka typu *sym4* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96$ SD (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	629	9	6	9,35	99,06	98,59	97,67	98,82
r02	660	636	6	18	17,98	97,25	99,07	96,36	98,15
r03	684	627	56	1	22,38	99,84	91,81	91,67	95,65
r04	632	611	18	3	21,97	99,51	97,14	96,68	98,31
r05	645	600	23	22	12,33	96,46	96,31	93,02	96,39
r06	674	647	24	3	22,59	99,54	96,42	95,99	97,96
r07	627	591	10	26	12,60	95,79	98,34	94,26	97,10
r08	651	613	23	15	17,16	97,61	96,38	94,16	96,99
r09	657	626	22	9	12,12	98,58	96,61	95,28	97,85
r10	637	621	6	10	24,46	98,42	99,04	97,49	98,73
r11	705	690	14	1	35,93	99,86	98,01	97,87	98,92
r12	685	647	27	11	22,80	98,33	95,99	94,45	97,15

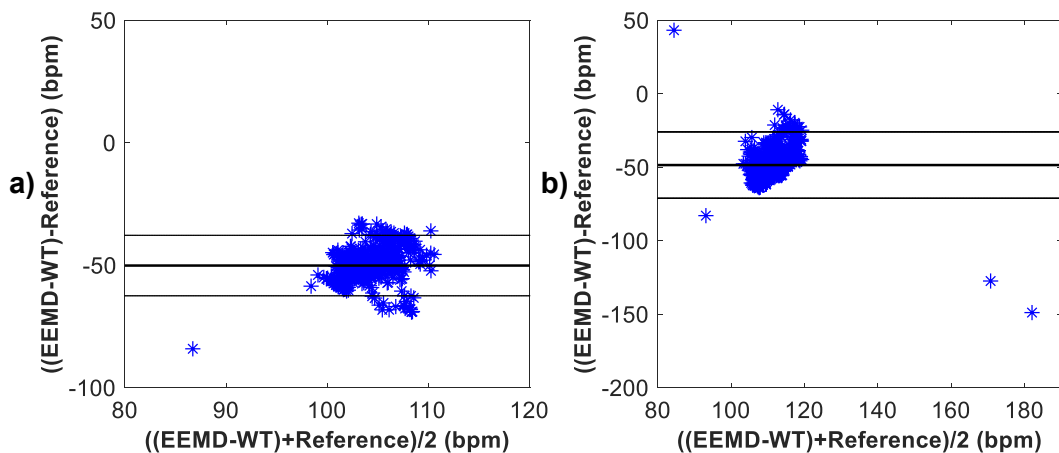
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody EEMD a WT jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 219, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 220, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 221, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 222, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 223, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 224.



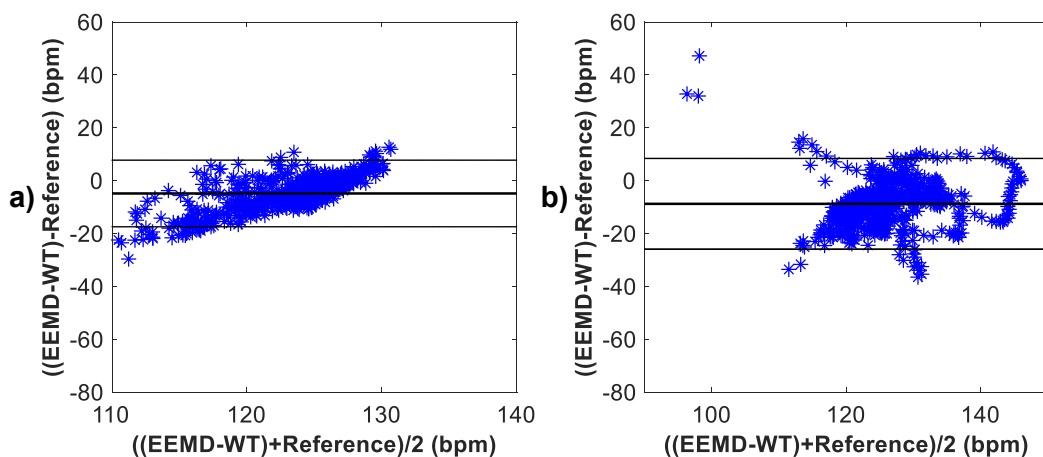
Obr. 219: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



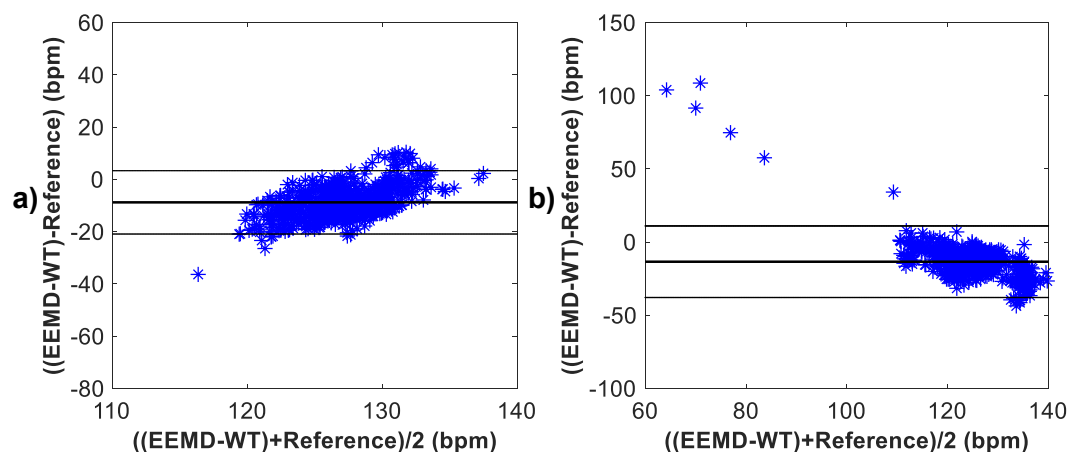
Obr. 220: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



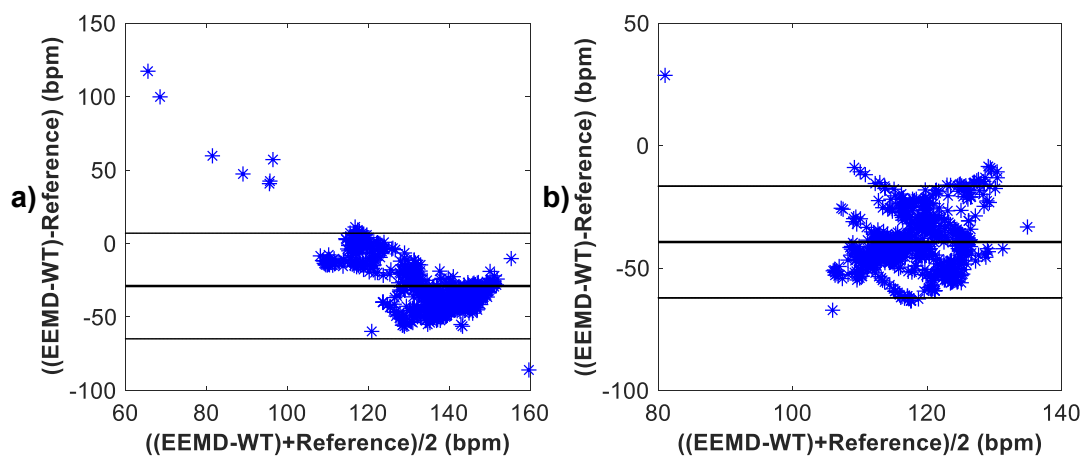
Obr. 221: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 222: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 223: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 224: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WT, vlnka *sym4* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *SE*, *PPV* a *FI* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 28 zvýrazněny. Dle Tab. 28 je možné určit, že hybridní metoda EEMD-WT pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r05, r07, r08 a r12. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametrů *Se* a *FI* pracuje metoda správně u všech záznamů.

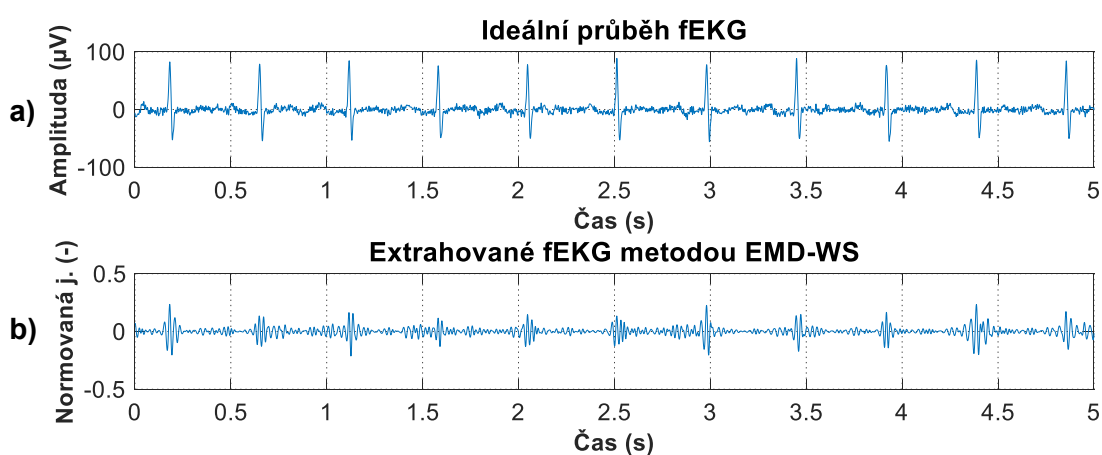
Dle Obr. 218 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod EEMD a WT pouze u záznamu r01. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r02, r07, r08, r09 a r10. Špatných výsledků u záznamů r03, r04, r05, r06, r11 a r12.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod EEMD a WT dosáhla dobrých výsledků pouze u záznamu r01. U záznamů r02, r07, r08, r09 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r04, r05, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

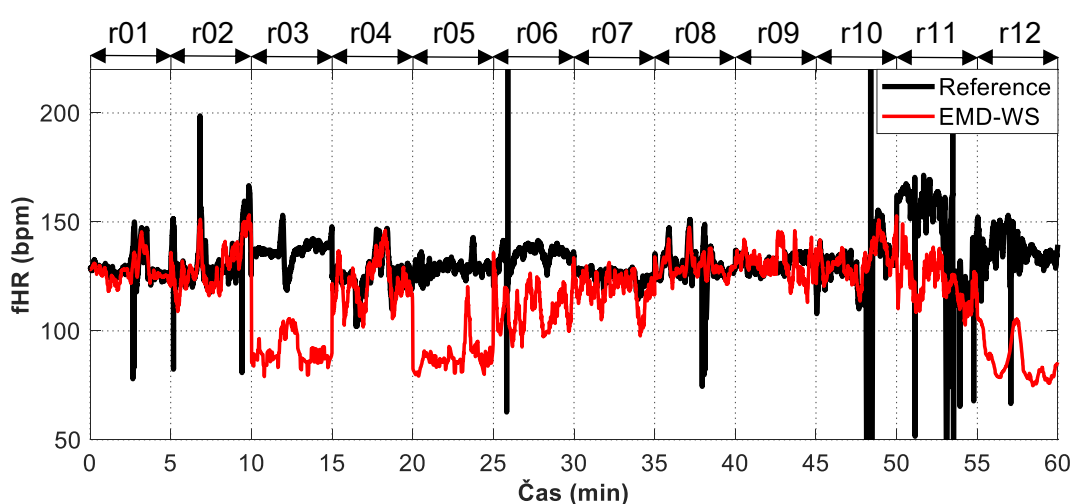
Pokud budeme i v tomto případě kombinovanou metodou srovnávat s výsledky samostatné metody ICA, i když metoda ICA není součástí hybridní metody, lze konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *Se* u dvou záznamů. U čtyřech záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky a při vykreslení Bland-Altmanových nebylo dosaženo lepších výsledků. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků. Je třeba připomenout, že se jedná pouze o jednobáňovou metodu.

Příloha I

V této příloze jsou výsledky kombinace metod EMD a WS pro vlnku *db19* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.16. Cílem metody EMD-WS je vhodnou volbou prahovací funkce a vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů vylepšit fEKG extrahované metodou EMD. To je vytvořeno součtem IMF funkcí s vyšší hodnotou korelačního koeficientu, než je prahová hodnota. Ukázku testované vlnky lze nalézt na Obr. 86. Ukázka výstupu metody EMD-WS pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 225. Vykreslení fHRV všech záznamů je zobrazeno na Obr. 226. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 29.



Obr. 225: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EMD a WS. V tomto případě byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.



Obr. 226: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.

Tab. 29: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod EMD a WS, byla použita vlnka typu *db19* a stupeň rozkladu 4.

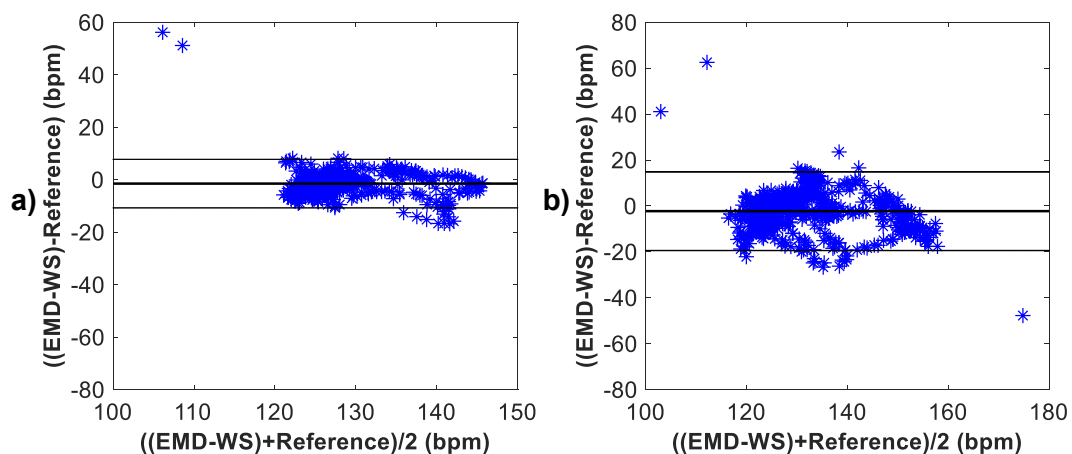
Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96\text{ SD}$ (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	628	5	11	9,24	98,28	99,21	97,52	98,74
r02	660	639	7	14	17,15	97,86	98,92	96,82	98,39
r03	684	630	53	1	18,75	99,84	92,24	92,11	95,89
r04	632	593	25	14	14,49	97,69	95,95	93,83	96,81
r05	645	600	44	1	16,17	99,83	93,17	93,02	96,39
r06	674	652	20	2	21,84	99,69	97,02	96,74	98,34
r07	627	587	3	37	11,57	94,07	99,49	93,62	96,70
r08	651	628	15	8	10,71	98,74	97,67	96,47	98,20
r09	657	610	21	26	13,96	95,91	96,67	92,85	96,29
r10	637	631	6	0	22,00	100,00	99,06	99,06	99,53
r11	705	695	9	1	32,12	99,86	98,72	98,58	99,29
r12	685	656	28	1	24,04	99,85	95,91	95,77	97,84

Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 29 zvýrazněny. Dle Tab. 29 je možné určit, že hybridní metoda EMD-WS pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04, r05, r07 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r07. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03 a r05. Na základě parametru *F1* pracuje metoda správně u všech záznamů.

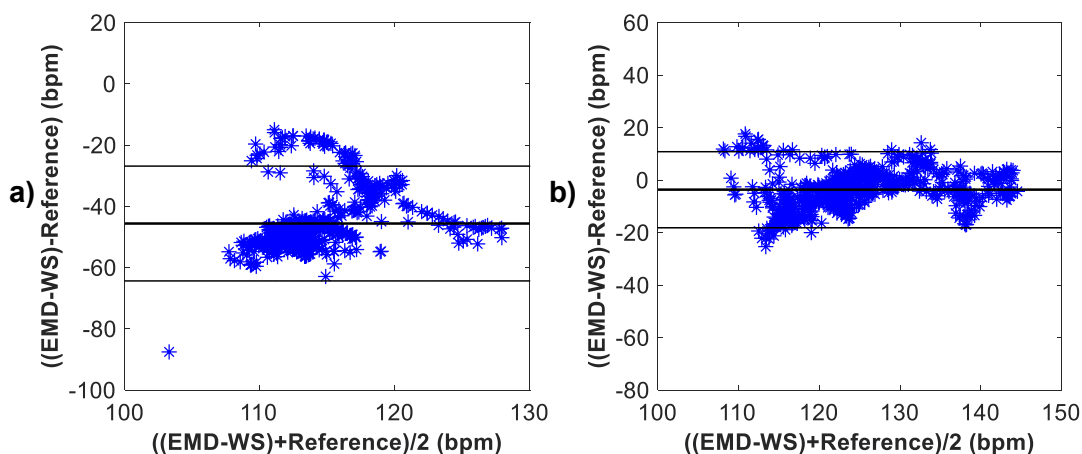
Dle Obr. 226 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod EMD a WS u záznamů r01, r02, r04, r08 a r10. Trendy těchto křivek nejvěrohodněji kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r07 a r09. Špatných výsledků u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12. Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody EMD a WS jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 227, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 228, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 229, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 230, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 231, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 232.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod EMD a WS dosáhla dobrých výsledků u záznamů r01, r02, r08, r09 a r10. U záznamů r04 a r07 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r05, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

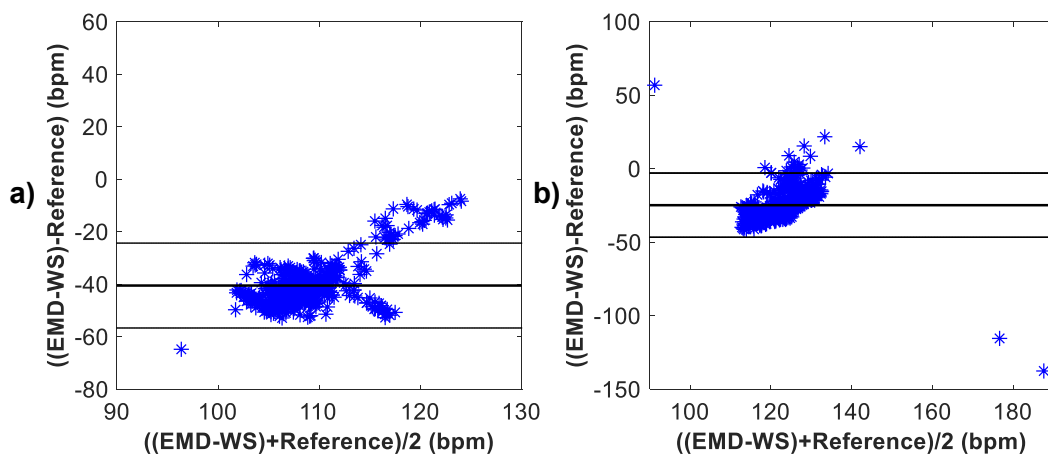
Pokud budeme i v tomto případě kombinovanou metodou srovnávat s výsledky samostatné metody ICA, i když metoda ICA není součástí hybridní metody, lze konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *Se* u jednoho záznamu. U sedmi záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky dosáhla lepších výsledků u dvou záznamů. Při vykreslení Bland-Altmanových grafů bylo dosaženo lepších výsledků také u dvou záznamů. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků. Je třeba připomenout, že se jedná pouze o jednonábovou metodu.



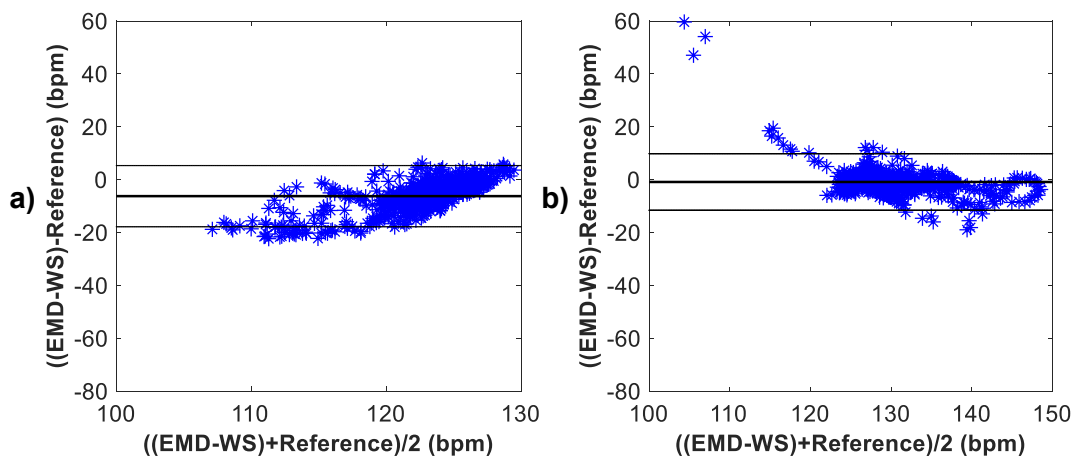
Obr. 227: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



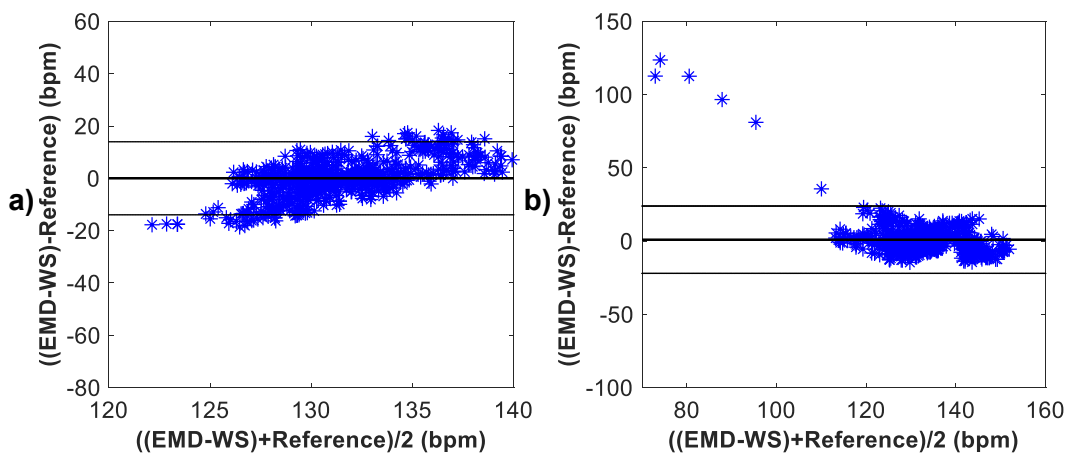
Obr. 228: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



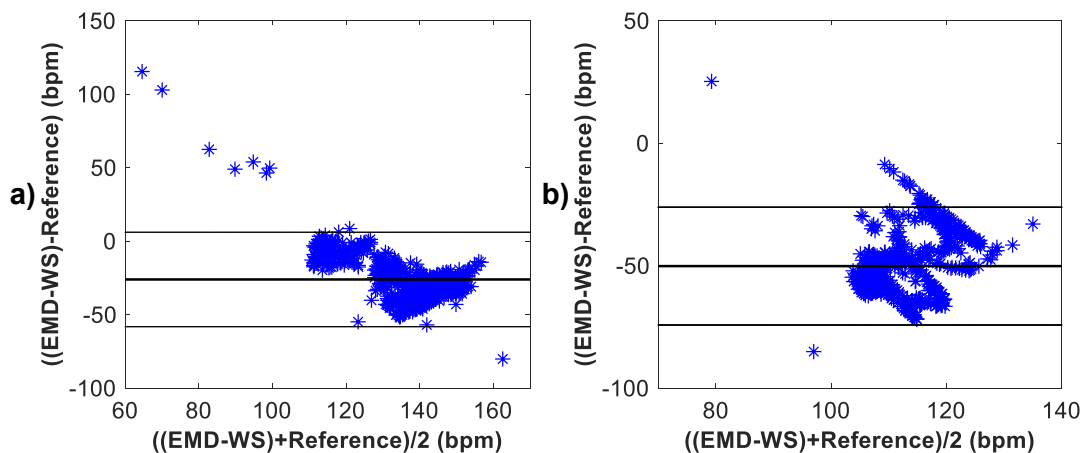
Obr. 229: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 230: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



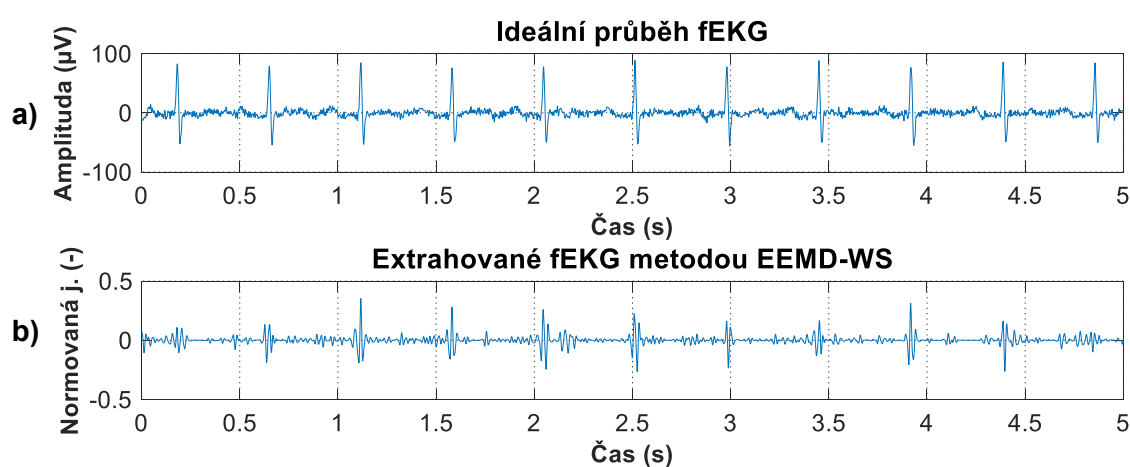
Obr. 231: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



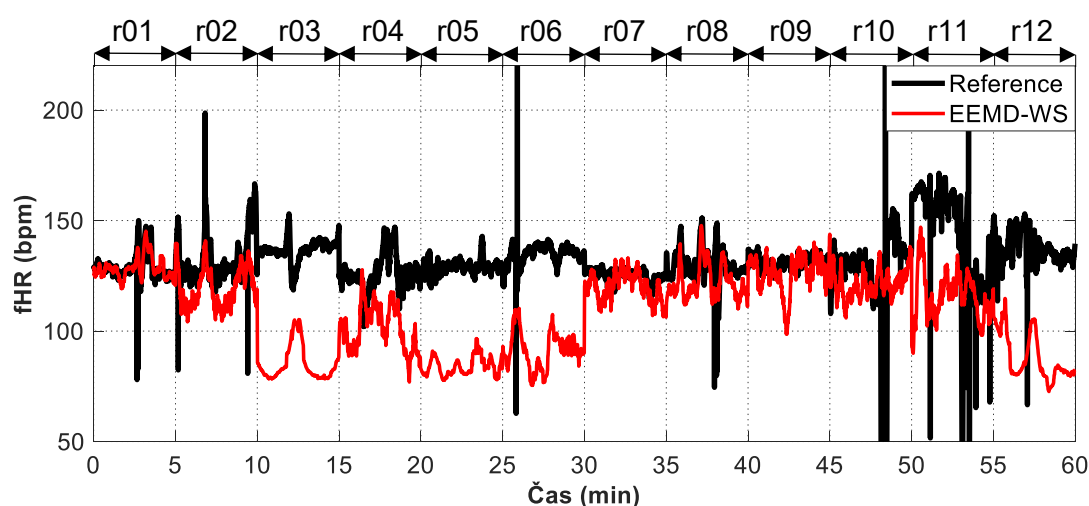
Obr. 232: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EMD a WS, vlnka *db19* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.

Příloha J

V této příloze jsou výsledky kombinace metod EEMD a WS pro vlnku *sym6* pro čtyři úrovně rozkladů. Princip a schéma metody lze nalézt v kapitole 5.17. Cílem metody EEMD-WS je vhodnou volbou prahovací funkce a vhodnou volbou počtu rozkladových úrovní, typu vlnky a jejich koeficientů vylepšit fEKG extrahované metodou EEMD. To je vytvořeno součtem IMF funkcí s vyšší hodnotou korelačního koeficientu, než je prahová hodnota. Ukázku testované vlnky lze nalézt na Obr. 147. Ukázka výstupu metody EEMD-WS pro záznam r01 a referenčního skalpového záznamu je zobrazena na Obr. 233. Vykreslení fHRV všech záznamů je zobrazeno na Obr. 234. Statistické vyhodnocení výsledků je zaznamenáno v Tab. 30.



Obr. 233: Srovnání a) ideálního referenčního záznamu fEKG a b) signálu fEKG extrahovaného kombinací metod EEMD a WS. V tomto případě byla použita vlnka typu *sym6* a stupeň rozkladu 4.



Obr. 234: Srovnání fHRV nejvhodnějších kombinací elektrod pro metodu EEMD-WS všech záznamů a jejich referencí. Byla použita vlnka typu *sym6* a stupeň rozkladu 4.

Tab. 30: Statistické hodnocení detekce fQRS komplexů kombinací metod EEMD a WS, byla použita vlnka typu *sym6* a stupeň rozkladu 4.

Záznamy	n	TP	FP	FN	$\pm 1,96\text{ SD}$ (bpm)	Se (%)	PPV (%)	ACC (%)	F1 (%)
r01	644	631	2	11	9,61	98,29	99,68	97,98	98,98
r02	660	630	9	21	20,31	96,77	98,59	95,45	97,67
r03	684	627	56	1	22,37	99,84	91,80	91,67	95,65
r04	632	599	30	3	25,50	99,50	95,23	94,78	97,32
r05	645	613	28	4	10,79	99,35	95,63	95,04	97,45
r06	674	657	14	3	23,83	99,55	97,91	97,48	98,72
r07	627	604	11	12	12,63	98,05	98,21	96,33	98,13
r08	651	625	10	16	15,89	97,50	98,43	96,01	97,96
r09	657	620	3	34	15,36	94,80	99,52	94,37	97,10
r10	637	621	8	8	28,14	98,73	98,73	97,49	98,73
r11	705	686	9	10	36,88	98,56	98,71	97,30	98,63
r12	685	669	15	1	25,77	99,85	97,81	97,66	98,82

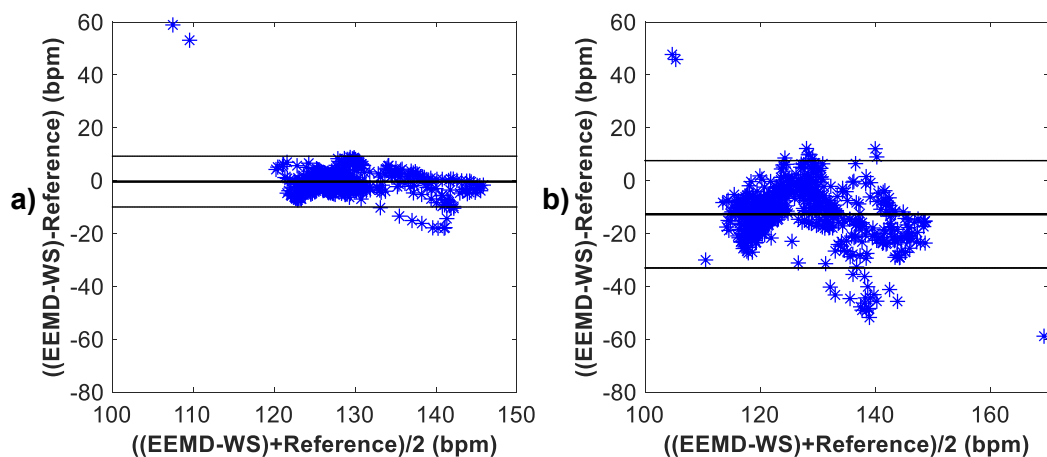
Hranice pro přijetí, že metoda funguje dobře dle parametrů *ACC*, *Se*, *PPV* a *F1* je obvykle 95 %. Hodnoty pod touto hranicí jsou v Tab. 30 zvýrazněny. Dle Tab. 30 je možné určit, že hybridní metoda EEMD-WS pracuje správně na základě parametru *ACC* u všech záznamů kromě r03, r04 a r09. Na základě parametru *Se* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r09. Na základě parametru *PPV* pracuje metoda správně u všech záznamů kromě r03. Na základě parametru *F1* pracuje metoda EEMD-WS správně u všech záznamů.

Dle Obr. 234 je možné stanovit, že dobrých výsledků dosáhla kombinace metod EEMD a WS u záznamů r01 a r08. Trendy těchto křivek nejvíce kopírují trend anotace fHRV. Průměrných výsledků u záznamů r02, r07, r09 a r10 a špatných výsledků u záznamů r03, r04, r05, r06, r11 a r12.

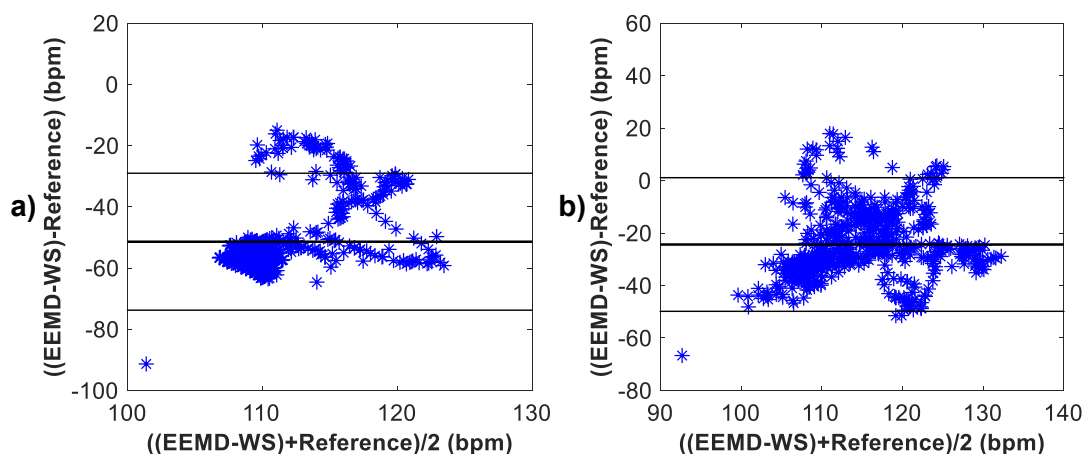
Bland-Altmanovy grafy pro kombinaci metody EEMD a WS jsou zobrazeny pro záznamy r01 a r02 na Obr. 235, pro záznamy r03 a r04 na Obr. 236, pro záznamy r05 a r06 na Obr. 237, pro záznamy r07 a r08 na Obr. 238, pro záznamy r09 a r10 na Obr. 239, pro záznamy r11 a r12 na Obr. 240.

Na základě Bland-Altmanových grafů lze vidět, že kombinace metod EEMD a WS dosáhla dobrých výsledků pouze u záznamu r01. U záznamů r02, r07, r08, r09 a r10 lze vidět mírný posun průměru diferencí od nuly, zatímco u záznamů r03, r04, r05, r06, r11 a r12 lze vidět velké vychýlení průměru diferencí od nuly, které znamená úplné selhání metody.

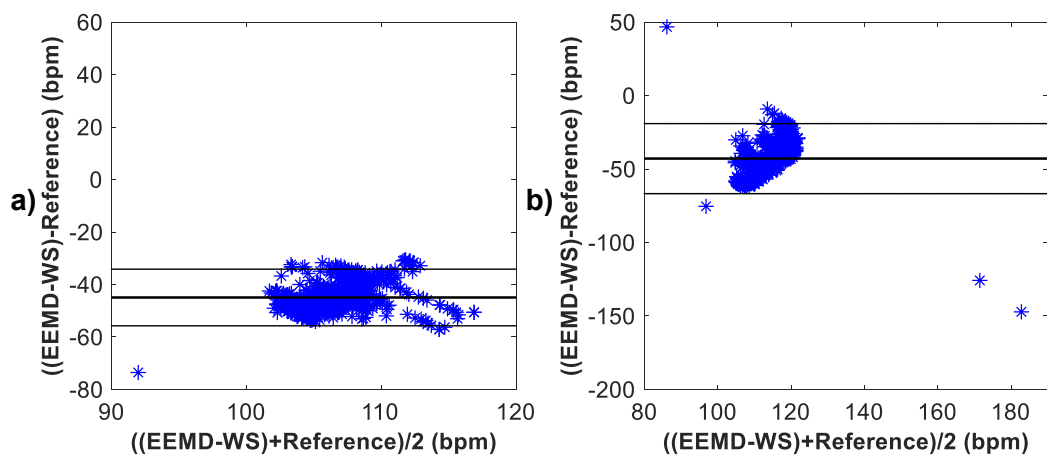
Pokud budeme i v tomto případě kombinovanou metodou srovnávat s výsledky samostatné metody ICA, i když metoda ICA není součástí hybridní metody, lze konstatovat, že kombinovaná metoda dosáhla lepších výsledků než samostatná metoda ICA dle parametru *ACC* u dvou záznamů a dle parametru *Se* u jednoho záznamu. U šesti záznamů dosáhla lepších výsledků, co se týče počtu správně detekovaných fQRS komplexů. Při vykreslení fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů nebylo dosaženo lepších výsledků. Porovnání výsledků fHRV křivky a Bland-Altmanových grafů se týká záznamů, u kterých bylo dosaženo dobrých výsledků. Je třeba připomenout, že se jedná pouze o jednonábovou metodu.



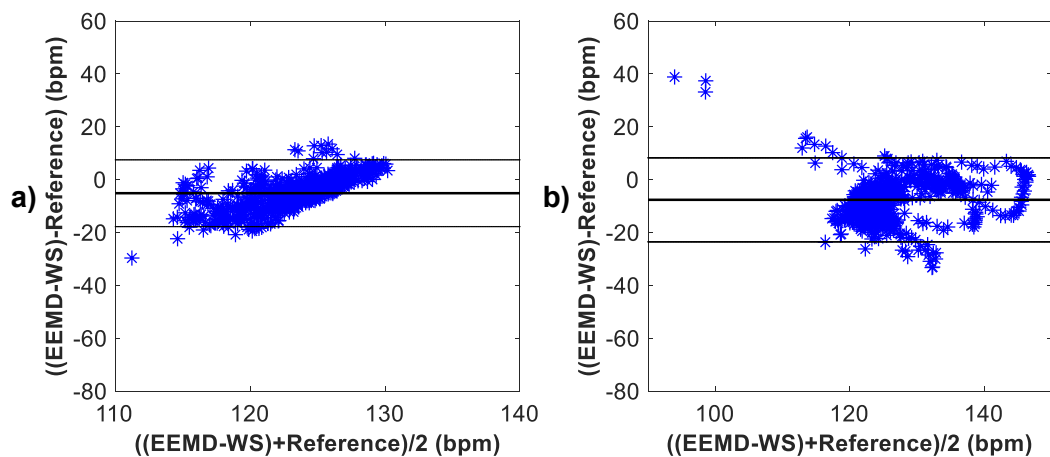
Obr. 235: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r01 a b) pro záznam r02.



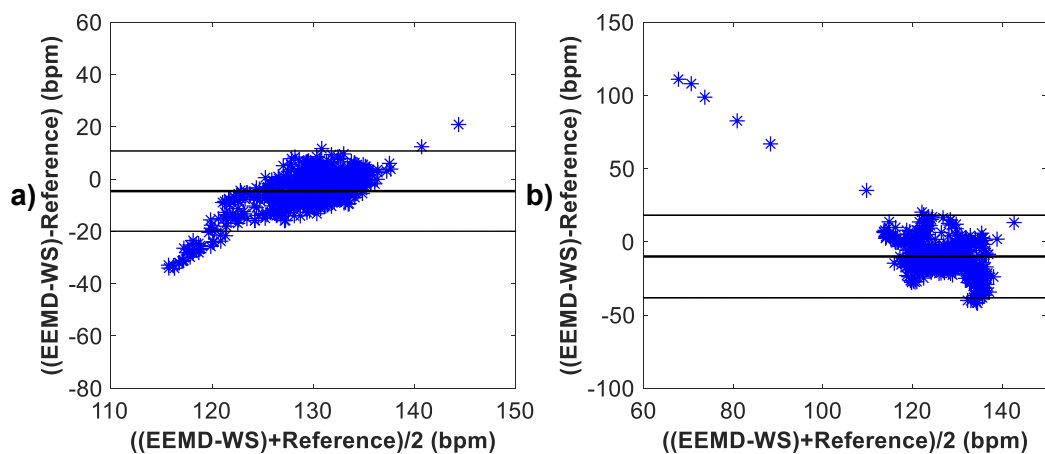
Obr. 236: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r03 a b) pro záznam r04.



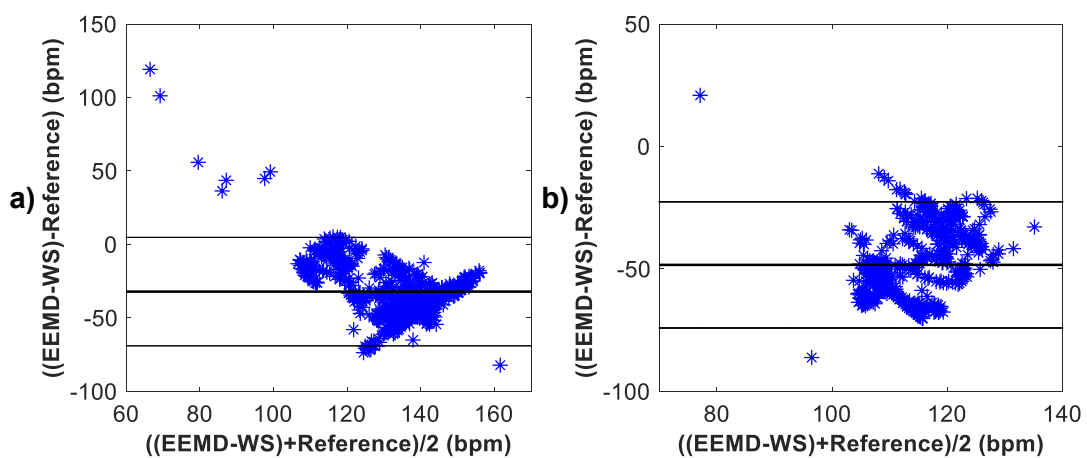
Obr. 237: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r05 a b) pro záznam r06.



Obr. 238: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r07 a b) pro záznam r08.



Obr. 239: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r09 a b) pro záznam r10.



Obr. 240: Grafické znázornění schopnosti detekce fQRS komplexů na základě Bland-Altmanova grafu kombinací metod EEMD a WS, vlnka *sym6* a) pro záznam r11 a b) pro záznam r12.